

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE PRACTICA DE LABORATORIO PARA UN  
CURSO DE INSTRUMENTACION BIOMEDICA EN LA UNIVERSIDAD  
TECNOLOGICA DE PEREIRA.**

**JAVIER VILLAMIZAR PINZON**

**Autor del proyecto**

**Código: 19.453.923**

**UNIVERSIDAD TECNOLOGICA DE PEREIRA  
FACULTAD DE CIENCIAS BASICAS  
MAESTRIA EN INSTRUMENTACION FISICA  
AREA INSTRUMENTACION BIOMEDICA  
PEREIRA**

**2010**

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE PRACTICA DE LABORATORIO PARA UN  
CURSO DE INSTRUMENTACION BIOMEDICA EN LA UNIVERSIDAD  
TECNOLOGICA DE PEREIRA.**

**JAVIER VILLAMIZAR PINZON**

**Autor del proyecto**

**Código: 19.453.923**

**Proyecto de grado, para optar el título de Magíster en Instrumentación  
Física**

**LUIS ENRIQUE LLAMOSA R. M.Sc.**

**Director del Proyecto**

**UNIVERSIDAD TECNOLOGICA DE PEREIRA  
FACULTAD DE CIENCIAS BASICAS  
MAESTRIA EN INSTRUMENTACION FISICA  
AREA INSTRUMENTACION BIOMEDICA  
PEREIRA  
2010**

**Nota de aceptación:**

---

---

---

---

**Firma presidente del Jurado**

---

**Firma del jurado**

---

**Firma del jurado**

**Pereira 5 de Marzo de 2010**

## **DEDICATORIA**

Dedicado a Dios todo poderoso, a mi esposa e hijos por su apoyo y preocupación en todo momento y a todos los que estuvieron presentes en el desarrollo de esta ruta y etapa fundamental en mi vida.

## **AGRADECIMIENTOS**

**A** Dios y mi familia por su comprensión, tolerancia y apoyo en todo momento.

**Al** Profesor MSc. LUIS LLAMOSAS R. Director del proyecto, por su aporte para desarrollar tecnologías en bien de la comunidad Estudiantil e Institucional.

**Al** Director de la Maestría Magister WILLIAM ARDILA y su cuerpo de Docentes de la Universidad Tecnológica de Pereira, por ser impulsores del profesionalismo en Colombia, y por su constante deseo de mejorar la calidad de vida del profesional.

**Y** en general a todas las personas, que directa e indirectamente colaboraron con su gran aporte para la realización del proyecto.

## **TABLA DE CONTENIDO**

	<b>pág</b>
<b>INTRODUCCION</b>	<b>12</b>
<b>OBJETIVOS</b>	<b>14</b>
<b>OBJETIVO GENERAL</b>	<b>14</b>
<b>OBJETIVOS ESPECIFICOS</b>	<b>14</b>
<b>METODOLOGIA</b>	<b>15</b>
<b>JUSTIFICACION</b>	<b>16</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>17</b>
<b>CAPITULO 1. MARCO TEORICO Y ESTADO DEL ARTE DEL AUDIOMETRO</b>	<b>19</b>
<b>1. MARCO TEORICO</b>	<b>19</b>
1.1 EL OIDO	19
1.1.1 Partes del Oído	19
1.1.2 Proceso de audición	19
1.1.3 Morfología del oído	20
1.1.3.1 La membrana timpánica y la cadena de huesecillos	20
1.1.3.2. Determinación de la dirección del sonido	21
1.1.3.3 Mecanismos nerviosos para detectar la dirección del sonido	21
1.1.4 Patologías del Sistema Auditivo	22
1.1.5 Equipos utilizados para las patologías	25
1.1.5.1 El Audiómetro	25
1,1,5,2 Audiometría	25
1.1.5.3 El audiograma	26
1.2 ESTADO DEL ARTE DEL AUDIOMETRO	27
<b>CAPITULO 2. MANUAL TECNICO Y DE CALIBRACION DEL AUDIOMETRO DIGITAL</b>	<b>29</b>
<b>2.1 DISEÑO INGENIERIL Y DESCRIPCION GENERAL DE LAS TARJETAS DEL AUDIOMETRO DIGITAL</b>	<b>29</b>

2.1.1	Descripción tarjeta fuente de alimentación	30
2.1.2	Descripción tarjeta de control	32
2.1.3	Descripción tarjeta de generación de señal	39
2.1.4	Descripción tarjeta de ganancia	46
2.1.5	Ajustes preliminares del audiómetro	54
2.1.5.1	Ganancia de la señal generada	54
2.1.5.2	Resultados obtenidos de las intensidades de salida en dB por el audiómetro digital.	55
2.1.5.3	Explicación de las variables: $I_{dB}$ , $V_o$ , (mV), $V_{in}$ (mV), ganancia absoluta, $R_1$ ohmios, $V_{Rf}$ , $V_R$ .	56
2.1.5.4	Frecuencias generadas y seleccionadas por el usuario	58
2.1.5.5	Resultados obtenidos de las frecuencias seleccionadas por el usuario en el audiómetro digital.	60
2.1.5.6	Explicación de las variables: Frecuencia seleccionada, capacitancia, $V_R$ ( valores de ajuste ), $V_R$ ( valores de calibración ) y $V_R$ ( potenciómetro específico.	61
2.2	CALIBRACION DEL AUDIOMETRO DIGITAL	62
	<b>CAPITULO 3. GUIA DE LABORATORIO – AUDIOMETRO DIGITAL</b>	<b>65</b>
3.1	DEFINICIONES	66
3.2	REQUERIMIENTOS PREVIOS	67
3.2.1	Fisiológicos	68
3.2.2	De procedimiento	68
3.2.3	Sicológicos	69
3.3	PRACTICA DE LABORATORIO	69
3.3.1	Procedimiento	69
3.3.1.1	Examen audiométrico	69
3.3.1.2	Procedimiento de la audiometría	70
3.4	INTERPRETACION DE LA ADIOMETRIA	74
3.4.1	Audiogramas	74
3.4.2	Diagnóstico de pérdida auditiva	75
3.4.3	Cuestionario	77

<b>CAPITULO 4. RESULTADOS OBTENIDOS Y ANALISIS DE</b>	
<b>FUNCIONAMIENTO DEL AUDIOMETRO DIGITAL</b>	<b>77</b>
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>82</b>
<b>RECOMENDACIONES</b>	<b>84</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>86</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>89</b>
<b>ANEXO A. MANUAL DE PROCEDIMIENTOS EN SEGURIDAD ELECTRICA</b>	
<b>PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACION BIOMEDICA.</b>	<b>90</b>
<b>ANEXO B. PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR PIC 16F877 A</b>	<b>91</b>



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Anatomía del oído. 1. Oído externo 2.Tímpano 3.Huesecillos 4. Córlea 5. Nervio auditivo .....	20
Figura 2. Pérdida auditiva conductiva .....	23
Figura 3. Pérdida auditiva neurosensorial.....	23
Figura 4. Pérdida auditiva retrococlear.....	24
Figura 5. Audiograma .....	27
Figura 6. Diagrama en bloques del Audiómetro digital .....	30
Figura 7 Diagrama en bloques de la tarjeta de alimentación .....	30
Figura 8 Diagrama eléctrico de la tarjeta de alimentación .....	31
Figura 9 Diagrama en bloques de la tarjeta de control.....	32
Figura 10 Diagrama eléctrico de la tarjeta de control.....	33
Figura 11 Diagrama de flujo PIC 16F877A .....	34
Figura 12 Conectores de la tarjeta de control .....	35
Figura 13 Distribución de pines del PIC 16f877A.....	36
Figura 14 Conexión de los dispositivos de interfase entre el usuario y la tarjeta de control.....	37
Figura 15 Pulsadores SF1, SF2 SG1 y SG2, para variar la frecuencia y ganancia de la señal .....	40
Figura 16 Diagrama en bloques de la tarjeta de generación de señal .....	41
Figura 17 Diagrama eléctrico de la tarjeta de generación de señal.....	42
Figura 18 Conexión de la tarjeta de generación de señal y la tarjeta de control.....	43
Figura 19 Diagrama esquemático del oscilador XR2206.....	44
Figura 20 Conexión de la tarjeta de generador de señal y la tarjeta de ganancia .....	45
Figura 21 Diagrama funcional Switch HEF4066B.....	46
Figura 22 Diagrama de pines del Swtich HEF4066B .....	46
Figura 23 Diagrama de bloques de la tarjeta de ganancia .....	47
Figura 24 Diagrama eléctrico de la tarjeta de ganancia .....	48
Figura 25 Diagrama de pines del integrado LF 353 .....	49

<b>Figura 26 Diagrama de pines del integrado 74LS04 .....</b>	<b>50</b>
<b>Figura 27 Conexión entre las tarjetas de ganancia y de control .....</b>	<b>51</b>
<b>Figura 28 Diagrama de pines del Decodificador DM74LS154 .....</b>	<b>52</b>
<b>Figura 29 Conexión de la tarjeta del Oscilador y la tarjeta de ganancia e interfase de salida.....</b>	<b>53</b>
<b>Figura 30 Tarjeta de Ganancia. Potenciómetros de ajuste de ganancia...</b>	<b>54</b>
<b>Figura 31 Esquema de terminales de los potenciómetros VR .....</b>	<b>58</b>
<b>Figura 32 Tarjeta de generación de señal. Potenciómetros de ajuste de frecuencia.....</b>	<b>59</b>
<b>Figura 33 Resistencia R vs Frecuencia de oscilación. ....</b>	<b>60</b>
<b>Figura 34 Controles de ajuste de voltaje y tiempo del osciloscopio.....</b>	<b>62</b>

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1	Funcionamiento del Codificador DM74LS154 .....	52
Tabla 2	Tabla de Valores de Ganancia y Resistencia de Realimentación ( $V_{Rf}$ ) .....	56
Tabla 3	Tabla de Valores de R y C para la Frecuencia $f_0 = \frac{1}{RC}$ Hz seleccionada. ....	60

## **INTRODUCCION**

La Universidad Tecnológica de Pereira dentro del plan de capacitación para los programas de postgrado, realiza la Maestría en Instrumentación Física, por lo que una vez cursadas todas las asignaturas, los Estudiantes deben presentar una propuesta de anteproyecto de grado. Aprobado el anteproyecto debe presentar el proyecto final con el documento correspondiente para la aprobación y posterior sustentación.

La propuesta que se planteó al comité curricular del postgrado, fue la de realizar diseñar y construir una práctica de laboratorio en audiometría, para un curso de instrumentación biomédica y la construcción del manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica.

Inicialmente en el proyecto se presenta un marco conceptual referente, donde trata sobre la anatomía y fisiología de la audiometría, posteriormente se desarrollan paso a paso los capítulos correspondientes al diseño y construcción del audiómetro junto con la implementación de la guía de laboratorio respectiva y finalmente, el manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica.

El proyecto tiene un impacto a nivel técnico, pues corresponde al desarrollo de sistemas sencillos y funcionales, de fácil manejo, empleados para facilitar el conocimiento de los estudiantes hacia los sistemas de adquisición y procesamiento de señales de audiometría.

Cabe destacar, que el dispositivo se realizó con diseño propio y con elementos de fabricación y consecución en Colombia.

## **TITULO**

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE PRACTICA DE LABORATORIO PARA UN CURSO DE INSTRUMENTACION BIOMEDICA EN LA UNIVERSIDAD TECNOLOGICA DE PEREIRA.**

## **GRUPO DE INVESTIGACIÓN**

Electrofisiología

## **LINEA DE INSTRUMENTACIÓN**

Instrumentación biomédica

## **PREGUNTAS DE INVESTIGACION**

¿Cual es la incidencia en el campo educativo profesional y técnico al no contar con prototipos modulares de equipos de bioingeniería, programa de simulación y guía de laboratorio, para la práctica de laboratorio con teorías básicas, procedimientos y montaje de dispositivo, que permita medir y aplicar didácticamente parámetros de laboratorio en las asignaturas y cursos dictados en pregrado, postgrado y empresas particulares, que intervienen y/o aplican con equipos biomédicos?.

¿Cuál es el proceso en el conocimiento, manejo y prevención de la seguridad eléctrica y hospitalaria con pacientes, personal médico y paramédico, equipos y entorno de los equipos?

## **DELIMITACION**

Se realizó un manual técnico y de calibración, guía de laboratorio para un audiómetro digital, con su correspondiente: simulación en PROTEUS, y un manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar e implementar un prototipo modular, guía didáctica y simulación del circuito electrónico para la medición de parámetros de la práctica de laboratorio en audiometría y el manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica, con el fin de aplicarlos en un curso de instrumentación biomédica y utilizarlo en el laboratorio de instrumentación biomédica de la Universidad Tecnológica de Pereira.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Estudiar, evaluar y aplicar los fundamentos teóricos de los aspectos generales de biopotenciales, sensórica, fisiología, anatomía y seguridad eléctrica en equipo biomédico.
- Recolectar información y datos técnicos de: software a utilizar (Proteus), dispositivos electrónicos y sensores del instrumento biomédico a diseñar.
- Identificar los parámetros del prototipo modular ( Audiómetro digital) a diseñar, y determinar el comportamiento de las variables de: frecuencia y ganancia de audio
- Establecer los métodos adecuados para la generación, adquisición y análisis de la señal y variables en frecuencia y ganancia en dB involucradas, para realizar la implementación del mismo.
- Realizar el montaje, ensayos, pruebas de funcionamiento, detección de fallas y solución de las mismas.
- Generar un procedimiento para el manejo y diseño electrónico del dispositivo a implementar a través del programa de simulación PROTEUS.
- Diseñar e implementar el manual técnico para el manejo, descripción de tarjetas ( circuitos eléctricos ), funcionamiento y puesta en marcha.
- Construir la guía didáctica de laboratorio del audiómetro.

- Construir el manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica, para el manejo y aplicación de los dispositivos de instrumentación biomédica propuestos.

## **METODOLOGIA**

Para el desarrollo del proyecto se tuvo en cuenta las siguientes etapas:

**Fuentes primarias:** Recolección de la información sobre la teoría básica del dispositivo a construir, diseño y planos electrónicos, manejo del programa PROTEUS, a través de libros técnicos, Internet, revistas especializadas, consulta a expertos.

**Directa con los equipos:** Con la información obtenida sobre las variables a manejar en el proyecto, se inició el diseño y construcción del instrumento biomédico mediante software de simulación ( PROTEUS ), para luego hacer el montaje electrónico real del mismo. Una vez realizado el montaje, se hicieron las pruebas de falla – error, con el fin de mejorarlas y de esta manera, lograr que el instrumento quede funcionando óptimamente.

**Analíticos:** Obtener estadísticas de funcionamiento del instrumento con base en los datos tomados de las diferentes prácticas que se realizaron, para conocer el grado de funcionalidad, estableciendo e implementando los métodos para la adquisición y análisis de las señales.

**Desarrollo:** Diseño de manual técnico y calibración, guía de laboratorio para el audiómetro digital, y realización de los ajustes necesarios con base en los ensayos obtenidos con instrumentos y exámenes con pacientes..

## JUSTIFICACIÓN

Actualmente la maestría en Instrumentación Física de la Universidad Tecnológica de Pereira en el área de instrumentación biomédica, no cuenta con dispositivos de laboratorio que facilite a los estudiantes, reafirmar los conocimientos y medir las diferentes variables producidas por medio de la generación adquisición y procesamiento de señales de audiometría.

Es indispensable que el estudiante conozca el manejo de lenguajes de simulación como el PROTEUS, para que desarrolle su propio diseño y para que conozca el grado de funcionalidad del mismo, antes de hacer el montaje definitivo en el laboratorio con dispositivos electrónicos.

Por otra parte, es necesario realizar el manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica, con el fin de optimizar el manejo y prevención de riesgos de los diferentes dispositivos a utilizar (ambientes apropiados, circuitos de tierra virtual y real, voltajes de alimentación estables, aislamiento de paciente), así como aquellos elementos que tienen contacto directo con el paciente.

Por tal motivo, es necesario diseñar y construir la guía práctica de laboratorio en audiometría y el manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica para un curso de instrumentación biomédica en la Universidad Tecnológica de Pereira.



## RESUMEN

El presente proyecto, está dado para que el estudiante de pregrado y posgrado que toma asignaturas o recibe cursos de educación continuada en la Universidad Tecnológica de Pereira, encuentre la guía, manejo, destreza y procedimientos de generación, procesamiento, presentación, ganancia en dB y las frecuencias aplicables en audiometría.

Mediante el soporte de la guía de laboratorio, simulación del circuito electrónico diseñado y análisis de la señal ( en frecuencia y ganancia en dB ) y el uso de software especializado, el estudiante diseñará y construirá el circuito electrónico, el cual aplica a la instrumentación biomédica, y con el manejo del prototipo modular, desarrollará destrezas en el manejo de los parámetros biomédicos especificados; de la misma manera reafirmará los conocimientos adquiridos en las asignaturas y cursos de educación continuada de bioingeniería, lo que redundará en la proactividad, desempeño y operatividad de los equipos médicos en Clínicas, IPS y laboratorios de certificación.

El desarrollo de ingeniería del proyecto, se realizó de la siguiente manera:

- Capítulo primero: Marco teórico y estado del arte
- Capítulo segundo : Manual técnico y de calibración
- Capítulo tercero: Guía de laboratorio y respuestas de apoyo al Docente que dirige la práctica
- Capítulo cuarto: Resultados obtenidos y análisis de funcionamiento
- Conclusiones
- Recomendaciones
- Bibliografía
- Anexos : Manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica. y programa del micro 16F877A

En el primer capítulo, se realiza el marco teórico y estado del arte requerido para el desarrollo del audiómetro.

En el segundo capítulo manual técnico y de calibración del audiómetro digital, se encuentra el desarrollo de ingeniería, descripción de los diagramas eléctricos de las tarjetas, manejo, calibración y funcionamiento.

En el tercer capítulo se presenta la guía de laboratorio – audiómetro digital a desarrollar por parte del Docente – estudiante, y las respuestas de la guía como apoyo al Docente que dirige la práctica, en los resultados y análisis de los mismos.

En el cuarto capítulo, se encuentra los resultados obtenidos y análisis de funcionamiento del audiómetro digital, con el fin de analizar las estadísticas de los resultados obtenidos con los pacientes puestos al diagnóstico y la generación de resultados de acuerdo a las patologías descritas en el registro gráfico del audiograma del marco teórico.

Por último, conclusiones, recomendaciones, bibliografía y como anexos se incluyen y para facilidad de los miembros académicos y de estudiantes que cursan la maestría, de consulta, el manual en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica, en donde se incluye la legislación correspondiente a los equipos electromédicos, de laboratorio e imágenes diagnósticas y el programa del microcontrolador usado en el audiómetro.

## **CAPITULO 1. MARCO TEORICO Y ESTADO DEL ARTE DEL AUDIOMETRO**

### **1. MARCO TEORICO**

#### **1.1 EL OIDO [2]**

##### **1.1.1 Partes del oído**

###### **Oído Externo**

El pabellón auditivo (aurícula) – recoge y canaliza el sonido hacia el canal auditivo. El canal auditivo externo dirige el sonido dentro del oído hasta llegar al tímpano [2].

###### **Oído Medio**

El tímpano (membrana timpánica) – convierte el sonido entrante en vibraciones. La cadena de huesecillos (martillo, yunque y estribo) transfiere las vibraciones hacia el oído interno [2].

###### **Oído Interno**

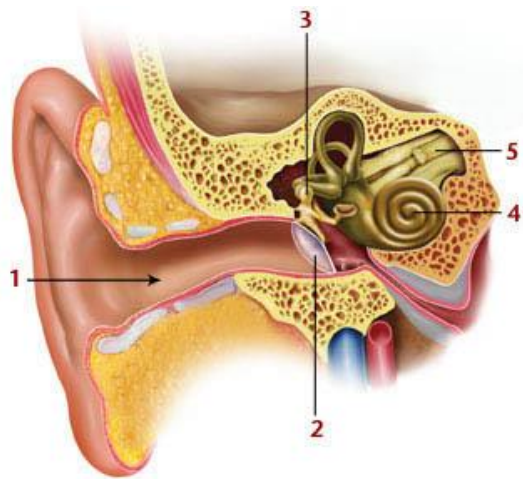
El oído interno (cóclea) – contiene fluido y unas células altamente sensibles (células ciliadas), que se mueven en respuesta a la vibración. El sistema vestibular, contiene células que controlan nuestro sentido del equilibrio. El nervio auditivo transmite la información sonora desde la cóclea al cerebro [2].

##### **1.1.2 Proceso de audición [3]**

- El sonido es recogido por el oído y canalizado a través del canal auditivo externo hasta llegar al tímpano.
- El tímpano convierte el sonido entrante en vibraciones.
- La cadena de huesecillos se pone en movimiento por las vibraciones, transfiriéndolas a la cóclea.

- El fluido en la cóclea comienza a moverse, estimulando las células ciliadas. Las células ciliadas crean señales eléctricas que son recogidas por el nervio auditivo. Las células ciliadas del extremo superior (apical) de la cóclea envían el sonido de baja frecuencia, y las células ciliadas del extremo inferior (basal) envían el sonido de alta frecuencia. [3].
- El cerebro interpreta las señales eléctricas como sonidos. Ver Figura 1.

**Figura 1. Anatomía del oído. 1. Oído externo 2. Tímpano 3. Huesecillos 4. Cóclea 5. Nervio auditivo**



Tomada de: [http://www.medel.com/spanish/01\\_About\\_Hearing/01\\_TheAnatomy\\_of\\_the\\_Ear.php?navid=2](http://www.medel.com/spanish/01_About_Hearing/01_TheAnatomy_of_the_Ear.php?navid=2)

### 1.1.3 Morfología del oído [4]

#### 1.1.3.1 La membrana timpánica y la cadena de huesecillos

Se supone que la destrucción de las cortezas auditivas primarias del ser humano reducen la sensibilidad para la audición, sin embargo la audición unilateral disminuye la audición en el oído contrario pero no produce sordera debido a las abundantes conexiones cruzadas de la vía nerviosa auditiva. La capacidad de localizar la fuente de sonido disminuye, ya que se necesitan

señales comparativas en ambas cortezas para esta función localizadora. Y las lesiones de las áreas de asociación auditivas humanas sin daño de la corteza auditiva primaria no reduce la capacidad acústica del individuo ni la diferenciación de tonos sonoros, ni siquiera la de interpretación de patrones sonoros sencillos. Sin embargo, éstas personas no logran interpretar en muchos casos el significado del sonido percibido [4].

### **1.1.3.2 Determinación de la dirección del sonido**

Una persona determina la dirección horizontal que lleva un sonido por dos mecanismos principales [4]:

- Mediante el lapso entre la entrada de sonido en un oído y su entrada en el lado opuesto (funciona mejor para frecuencias menores de tres mil (Hz).
- Mediante la diferencia entre la intensidad del sonido en los dos oídos (frecuencias mas altas de 3000 Hz)

El mecanismo de lapso del tiempo discrimina la dirección de forma mucho mas exacta que el de la intensidad ya que no depende de factores extraños si no solo de un intervalo exacto entre dos señales acústicas [4].

Estos mecanismos no especifican si el sonido se encuentra delante, detrás, encima, o debajo de la persona. Esta discriminación depende fundamentalmente de ambos pabellones auriculares [4].

### **1.1.3.3 Mecanismos nerviosos para detectar la dirección del sonido [5]**

La destrucción de la corteza auditiva de ambos lados del cerebro da lugar a la perdida de casi toda la capacidad para detectar la dirección del sonido. Pero este proceso de detección comienza en los núcleos olivares superiores del tronco encefálico. Se piensa que el mecanismo es el siguiente [5]:

El núcleo olivar superior se divide en dos:

- Núcleo olivar superior medial
- Núcleo olivar superior lateral

El núcleo lateral detecta la dirección del sonido por la diferencia de intensidad sonora que llega a los dos oídos [5].

El núcleo olivar superior medial posee un mecanismo que detecta el lapso entre las señales acústicas que entran en los dos oídos [5].

#### **1.1.4 Patologías del sistema auditivo [6]**

##### **Pérdida auditiva**

Existe una gran variedad de causas que pueden conducir a una pérdida auditiva. Dependiendo de la parte del oído que esté afectada, se puede distinguir en tres tipos de pérdida auditiva: pérdida auditiva conductiva, pérdida auditiva neurosensorial y pérdida auditiva retrococlear [6].

##### **Pérdida Auditiva Conductiva.**

Cualquier problema que aparezca en el oído medio o externo y que dificulte la conducción del sonido en el oído de forma apropiada es conocido como pérdida auditiva conductiva. Las pérdidas conductivas suelen ser ligeras o moderadas causando sorderas de no más de 60 o 70 decibelios. En algunos casos estas sorderas pueden ser temporales. En muchos de ellos la medicación o la cirugía pueden ayudar dependiendo de la causa específica del problema. Frecuentemente, la sordera de tipo conductivo se puede resolver con ayuda de audífonos que, básicamente, amplifican el nivel de sonido recibido. [6]. Ver Figura 2.

**Figura 2. Pérdida auditiva conductiva**



Tomada de: [www.vibrant-medel.co](http://www.vibrant-medel.co)

### **Pérdida Auditiva Neurosensorial**

Un problema en la cóclea (oído interno) puede causar una pérdida auditiva neurosensorial. Dicha pérdida auditiva puede ser el resultado de la pérdida o deterioro de las células sensoriales (células ciliadas) en la cóclea y, la mayoría de las veces, es permanente. La sordera neurosensorial, también conocida como "sordera del nervio", puede ser ligera, moderada, severa o profunda. Los procedimientos quirúrgicos no pueden curar la pérdida auditiva neurosensorial [6]. Ver Figura 3.

**Figura 3. Pérdida auditiva neurosensorial**

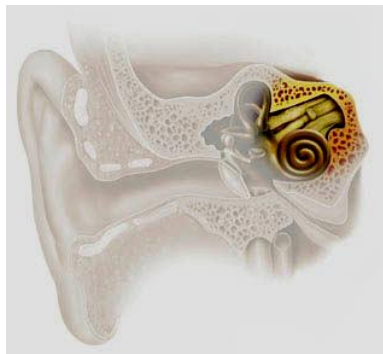


Tomada de: [www.vibrant-medel.co](http://www.vibrant-medel.co)

## **Pérdida Auditiva Retrococlear**

Cualquier problema cuyo resultado sea la ausencia o deterioro del nervio auditivo, puede causar una pérdida auditiva retrococlear. La pérdida auditiva retrococlear es una sordera profunda de tipo permanente. Los audífonos y los implantes cocleares no son de ayuda porque el nervio auditivo no es capaz de transmitir suficiente información al cerebro. En estos casos, una opción de tratamiento podría ser el IMPLANTE DE TRONCO CEREBRAL (ABI) de MED-EL. [6]. Ver Figura 4.

**Figura 4. Pérdida auditiva retrococlear**



Tomada de: [www.vibrant-medel.co](http://www.vibrant-medel.co)

## **Pérdidas Auditivas Mixtas**

Este tipo de pérdida auditiva es la forma más común y representa la combinación de una pérdida auditiva conductiva y neurosensorial. Debido a esta combinación resulta difícil encontrar una modalidad de tratamiento apropiada. Por lo tanto la evaluación y valoración de cada paciente es de gran importancia para poder encontrar la mejor solución al problema. Una aplicación de VIBRANT SOUNDBRIDGE para pérdidas auditivas conductivas y mixtas está actualmente bajo investigación clínica. [6].



### **1.1.5 Equipos utilizados para las patologías [7]**

#### **1.1.5.1 El Audiómetro**

Aparato de alta tecnología que consiste básicamente en:

- Un generador de distintas frecuencias de sonido; este instrumento emite tonos puros, sonidos que el ser humano no está acostumbrado a escuchar, ya que no existen como tal en la vida diaria [1]. Las frecuencias estudiadas son: 125 - 250 - 500 - 1000 - 2000 - 3000 - 4000 - 6000 y 8000 ciclos / segundo o hertz .[7].
- Un atenuador de intensidad en decibels entre los 0 y 110.
- Un generador de ruidos enmascarantes.
- Un micrófono para comunicarse con el paciente y realizar la discriminación de la palabra.

La audiometría electrónica permite estudiar:

- El umbral auditivo, es decir, la intensidad mínima audible para cada frecuencia, técnica que se conoce con el nombre de audiometría tonal umbral. [7]
- Ciertos fenómenos fisiopatológicos que se producen en las hipoacusias sensoriales (pruebas supraliminales).
- La comprensión de la palabra, es decir, la capacidad que tiene el oído y la vía auditiva de discriminar un término de otro.

#### **1.1.5.2 Audiometría [8]**

La Audiometría es un examen que tiene por objeto cifrar las alteraciones de la audición en relación con los estímulos acústicos, resultados que se anotan en un gráfico denominado audiograma [1].

Para realizar e interpretar la audiometría es necesario entonces conocer:

- Las vibraciones acústicas.

- La fisiología de la audición.
- La fisiopatología de la audición.

El oído está constituido por dos grupos de estructuras anatómicas. Ver figura 6:

- El aparato de conducción (oído externo y oído medio) que transmite las vibraciones acústicas al oído interno; su fisiología está esencialmente regida por las leyes de la física; sus trastornos pueden estar cifrados claramente en relación con las unidades físicas [8].
- El aparato de percepción que constituye el órgano sensorial (oído interno, cóclea, fibras nerviosas y centros auditivos superiores) [8].

### **1.1.5.3 El audiograma [9]**

Un audiograma es un gráfico que ilustra la audición de las personas en cada uno de los oídos, indicando el grado y tipo de pérdida auditiva. [9].

El método utilizado para recoger la información se llama audiometría de tono puro y puede cuantificar el grado de pérdida auditiva, el lugar de lesión y, en algunos casos, el origen de la pérdida auditiva. [9].

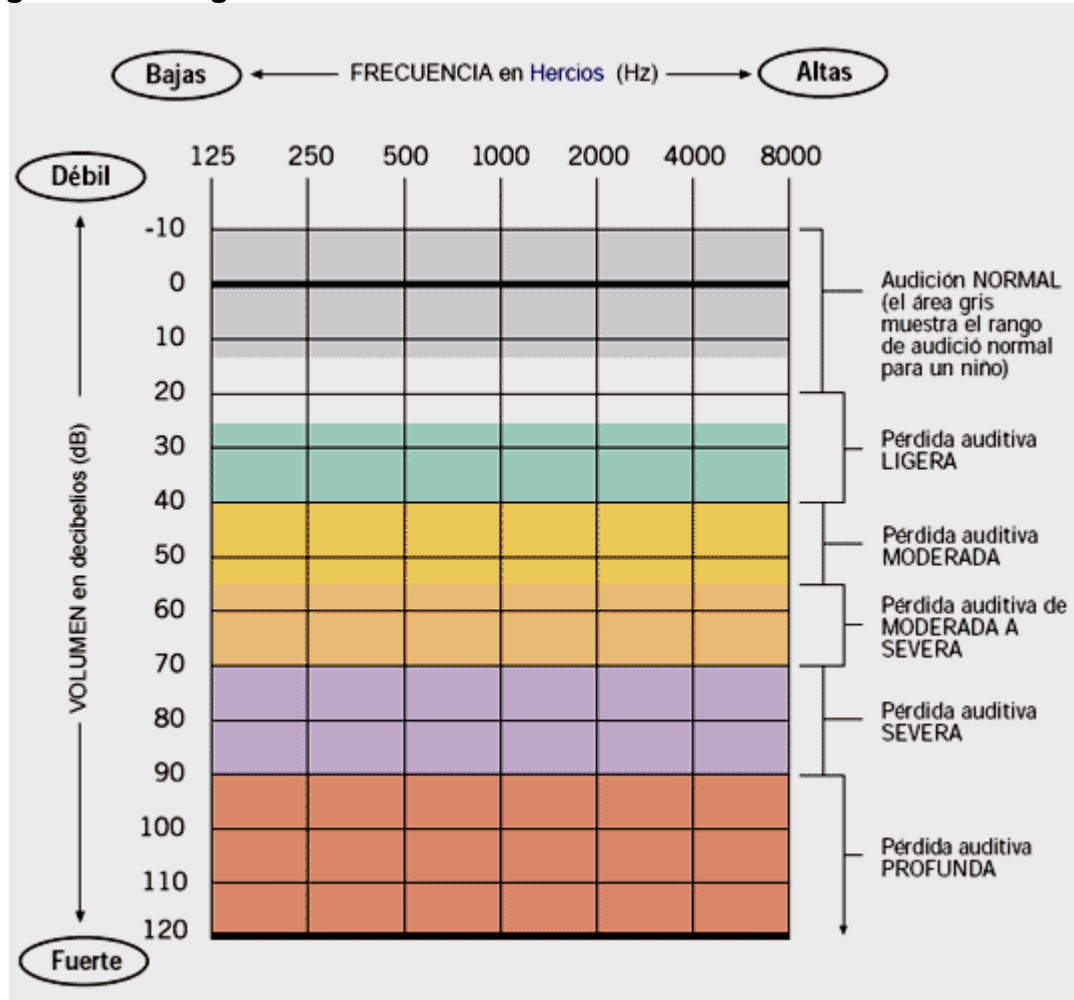
El audiograma muestra el umbral auditivo para distintas frecuencias. El umbral auditivo se mide y se define como la intensidad más baja a la que el oyente puede identificar la presencia de la señal al menos el 50% de las veces.

En el audiograma, en la parte superior del gráfico muestra el tono (frecuencia) de los sonidos, desde baja a alta frecuencia. La intensidad del sonido, también llamado Nivel Auditivo, se mide en decibelios (dB) desde sonidos de baja a alta intensidad. [9].

Se define como Nivel Auditivo la desviación en dB entre el umbral auditivo de un individuo y el nivel cero de referencia. El nivel cero de referencia es el umbral auditivo de la media normal de una persona joven. La audición normal no está solo en la línea cero, si no también el rango comprendido hasta 20 dBHL estaría considerado normal. [9].

Las desviaciones a partir de este rango (0-20 dBHL) se consideran "Pérdida Auditiva" y están determinadas por el grado de severidad, por ejemplo pérdidas auditivas leves, pérdidas auditivas moderadas, pérdidas auditivas severas y pérdidas auditivas profundas. [9].Ver figura 5.

**Figura 5. Audiograma**



Tomada de : [http://www.medel.com/spanish/img/audiogramm\\_gross.gif](http://www.medel.com/spanish/img/audiogramm_gross.gif)

## 1.2 ESTADO DEL ARTE DEL AUDIOMETRO

**Título:** Diseño y construcción de un audiómetro computarizado

**Autores:** Hugo Gallego, Jorge E. Llamosa y Hoover Orozco

**Realizado en:** Universidad Tecnológica de Pereira

**Etapas del diseño:** Un dial que marca la intensidad en divisiones de 5 en 5 decibeles, algunas veces vienen definidas de 10 en 10. Otro dial con las frecuencias entre 250 y 8000 hertz. Receptor aéreo y óseo para las respectivas vías, el primero con auriculares y el segundo con el vibrador o transductor óseo para ubicarlo en el hueso temporal del cráneo. Un interruptor para enviar las respectivas señales de intensidad y frecuencia al paciente. Un dial indicador de ruido blanco para evitar la audición cruzada.

En la Figura “1”. ( Publicada por los Autores ), se encuentra el generador de frecuencias, bloque 1, cuyos valores estarían entre 250 y 8000 Hz, en el, en el bloque 2 es el enmascaramiento de ruido al oído contrario, para así evitar las audición cruzada, en el bloque 3 y 4, están los atenuadores de 8 y 4 bits, en el bloque 5 el selector de canales, los bloques 6 y 7 corresponden al amplificado de audio y el bloque 8 es la tarjeta de adquisición de datos o interfaz para el control de las diferentes partes del audiómetro..

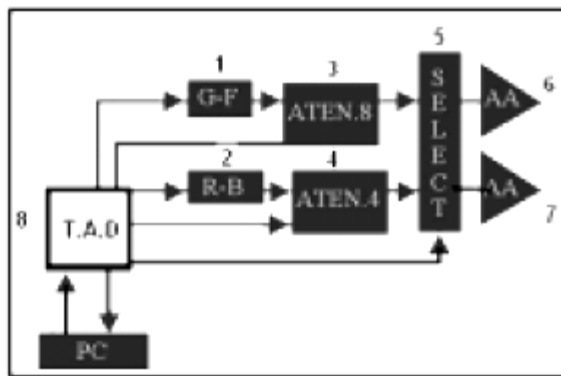


Figura 1. Diagrama de bloques de un audiómetro.

**Fuente:** GALLEGO BECERRA Hugo, LLAMOSA luis, OROZCO Hoover, Diseño y construcción de un audiómetro computarizado. Scientia técnica, Tesis de grado, edición 24, pág 119 a 124, 2004.

## **CAPITULO 2. MANUAL TECNICO Y DE CALIBRACION DEL AUDIOMETRO DIGITAL**

Para facilitar el buen funcionamiento y puesta en marcha del audiómetro digital por parte del usuario, se dan las pautas de identificación de las diferentes tarjetas, conectores, controles, valores de resistencias de ajuste y calibración, que permitan ajustar la frecuencia y ganancia del dispositivo. Por tanto, para que se pueda asegurar el buen funcionamiento del equipo, es necesario leer en detalle el protocolo de calibración o ajustes, medición de las variables: frecuencia y ganancia y observar en un osciloscopio las señales que son de gran interés.

### **2.1 DISEÑO INGENIERIL Y DESCRIPCIÓN GENERAL DE LAS TARJETAS DEL AUDIMETRO DIGITAL**

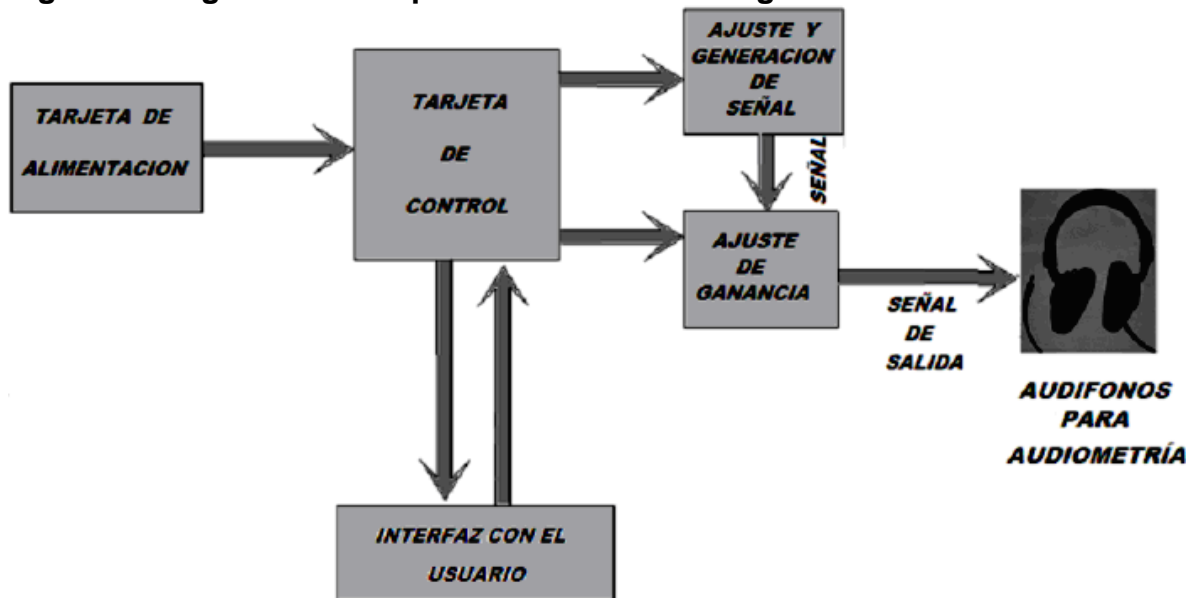
El Audiómetro diseñado, está compuesto por tarjetas electrónicas, que cumplen distintas funciones Ver Figura 6.

El dispositivo tiene la capacidad de generar señales senoidales de distintas frecuencias y amplitudes (intensidades). El rango de frecuencias es desde **125** hasta **12000Hz**. El rango de intensidades es de **0** hasta **75dB**, con valores que varían de 5 en 5dB.

Quien opera el Audiómetro selecciona la frecuencia e intensidad de la señal de salida, de acuerdo al procedimiento de la audiometría con el paciente.

El usuario es notificado del valor de frecuencia y ganancia de la señal, por medio de una pantalla LCD.

Figura 6. Diagrama en bloques del Audiómetro digital



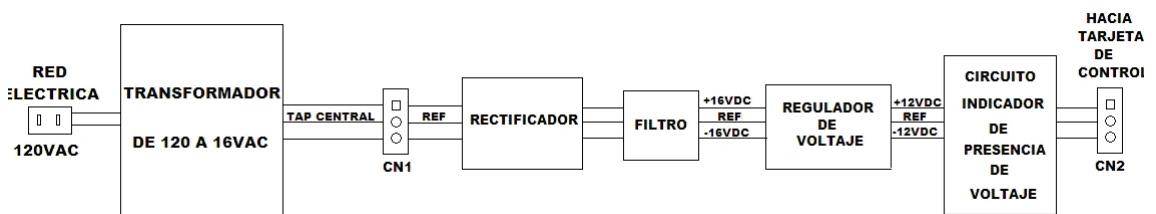
Fuente: Realizada por el autor

### 2.1.1 Descripción Tarjeta Fuente de Alimentación

#### Transformador

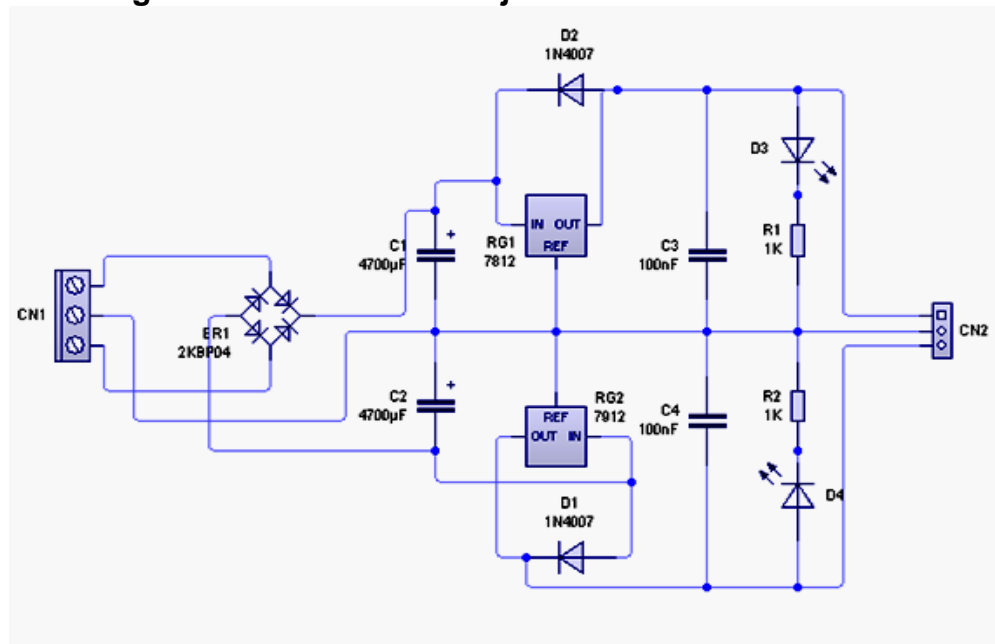
Esta tarjeta está compuesta inicialmente, por un transformador de 120VAC a 16VAC con TAP central, el cual se conecta a la red eléctrica. Este supe a la tarjeta de alimentación con un voltaje de 16VAC, a través del conector CN1. Ver Figura 7.

Figura 7 Diagrama en bloques de la tarjeta de alimentación



Fuente: Realizada por el autor

**Figura 8 Diagrama eléctrico de la tarjeta de alimentación**



**Fuente:** Realizada por el autor

### **Rectificación y Filtrado**

A continuación se realiza el proceso de rectificación de onda completa, con el puente de diodos integrado **BR1 2KP04**, cuyas dos terminales de salida se conectan cada una, por medio de los condensadores C1 y C2 a la línea de TAP central (ver esquema), con el fin de filtrarlas independientemente. Ver Figura 8.

### **Regulación**

El siguiente es el proceso de regulación; las dos líneas filtradas son reguladas respectivamente por los Reguladores integrados RG1 7812 y RG2 7912, cuya configuración estándar incluye los condensadores C3 y C4 conectados desde su terminal de salida ( OUT ) a la línea de referencia, y los diodos D1 y D2. Esta regulación permite obtener los valores -12 y +12VDC. Ver Figura 8.

### **Indicación de Presencia de Voltaje**

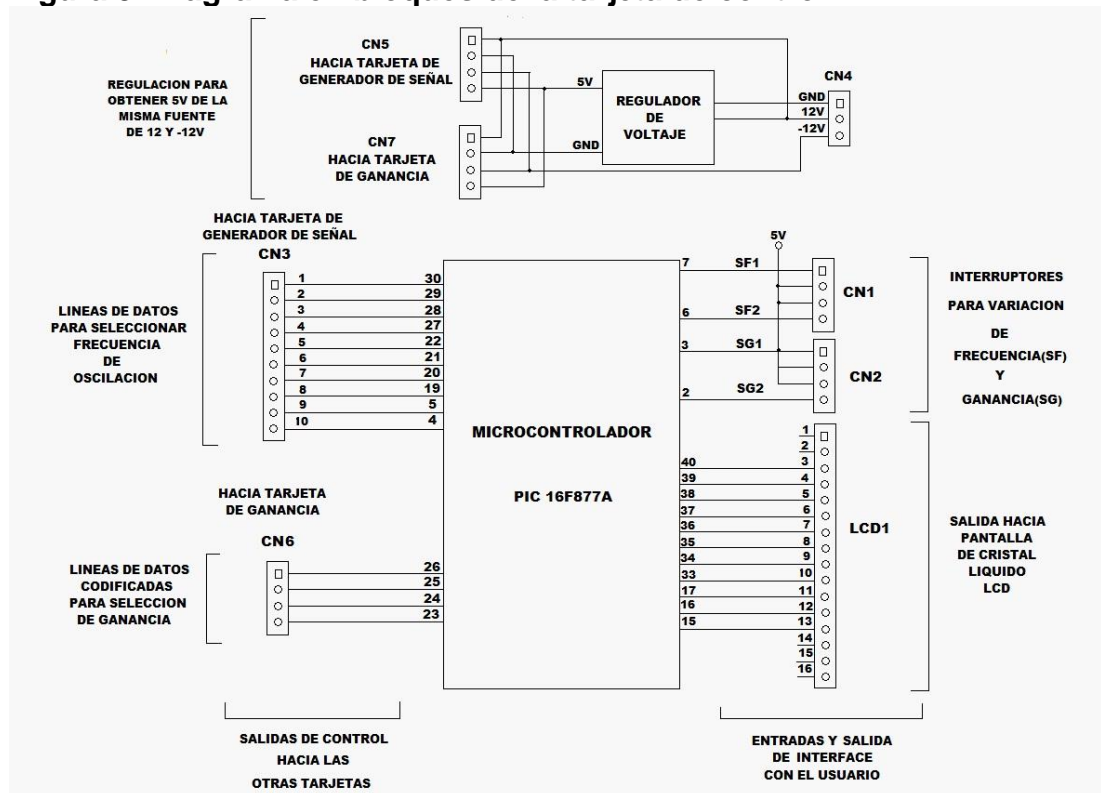
Como se puede observar en el esquema, cada salida regulada tiene conectada una resistencia y un diodo LED; estos se utilizan para indicar la presencia de

voltaje. Los voltajes +12V y -12V, y la línea de referencia se conectan cada uno a un pin del conector CN2 tal como se muestra en la figura. CN2 se conecta al conector CN4 de la Tarjeta de Control, para así alimentar el dispositivo. Ver Figura 8.

### 2.1.2 Descripción Tarjeta de Control

La **Tarjeta de Control** (Ver Figuras 9 y 10 ), recibe las órdenes del usuario (Frecuencia e Intensidad), y envía a su vez las correspondientes órdenes a las **Tarjetas de Generación de Señal** y de **Ganancia**, para formar así la señal de salida. Esta tarjeta está compuesta principalmente por un microcontrolador **PIC 16F877A**, que permite procesar las ordenes y controlar así las demás tarjetas. El programa del PIC es esbozado la Figura 10.

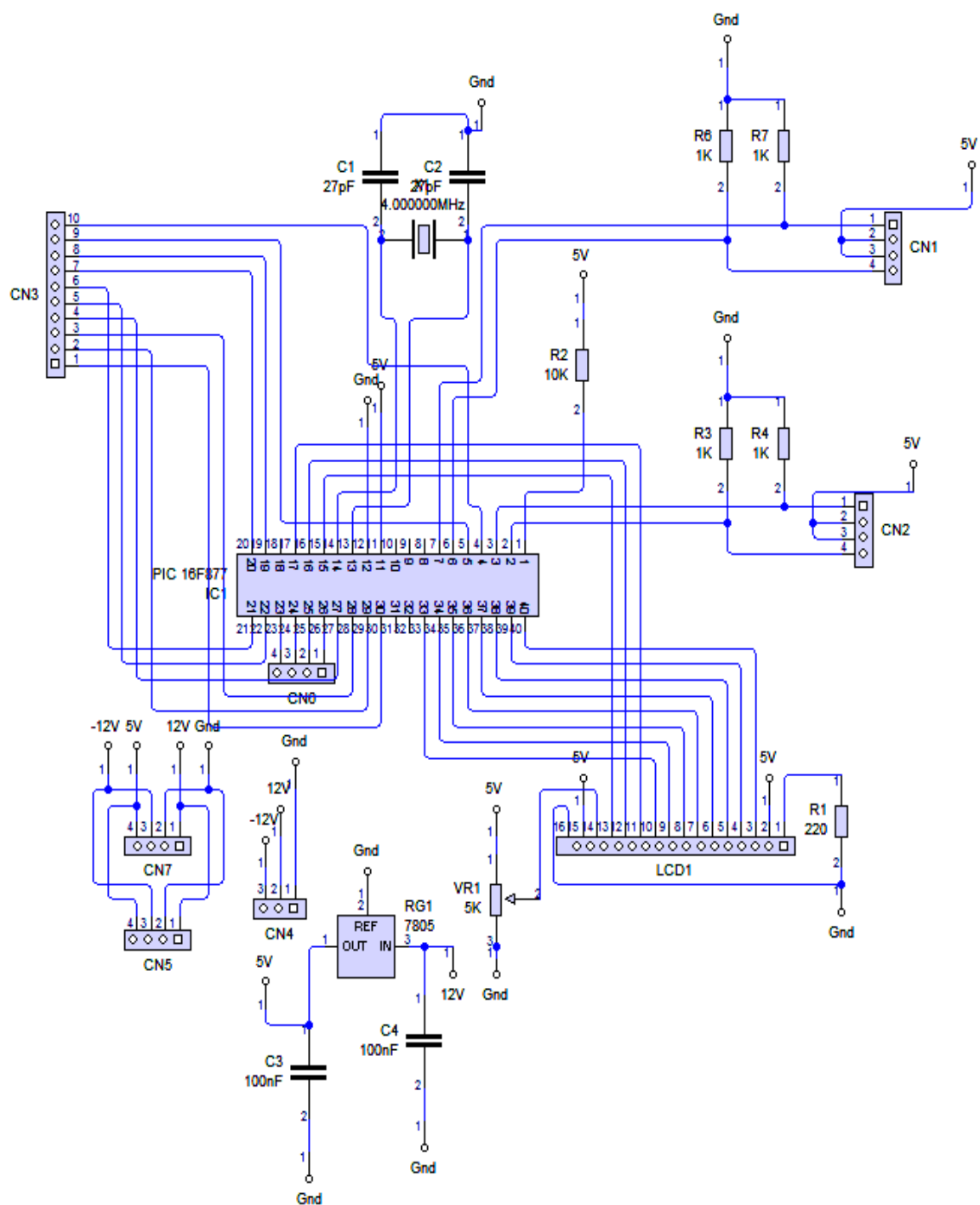
**Figura 9 Diagrama en bloques de la tarjeta de control**



**Fuente:** Realizada por el Autor

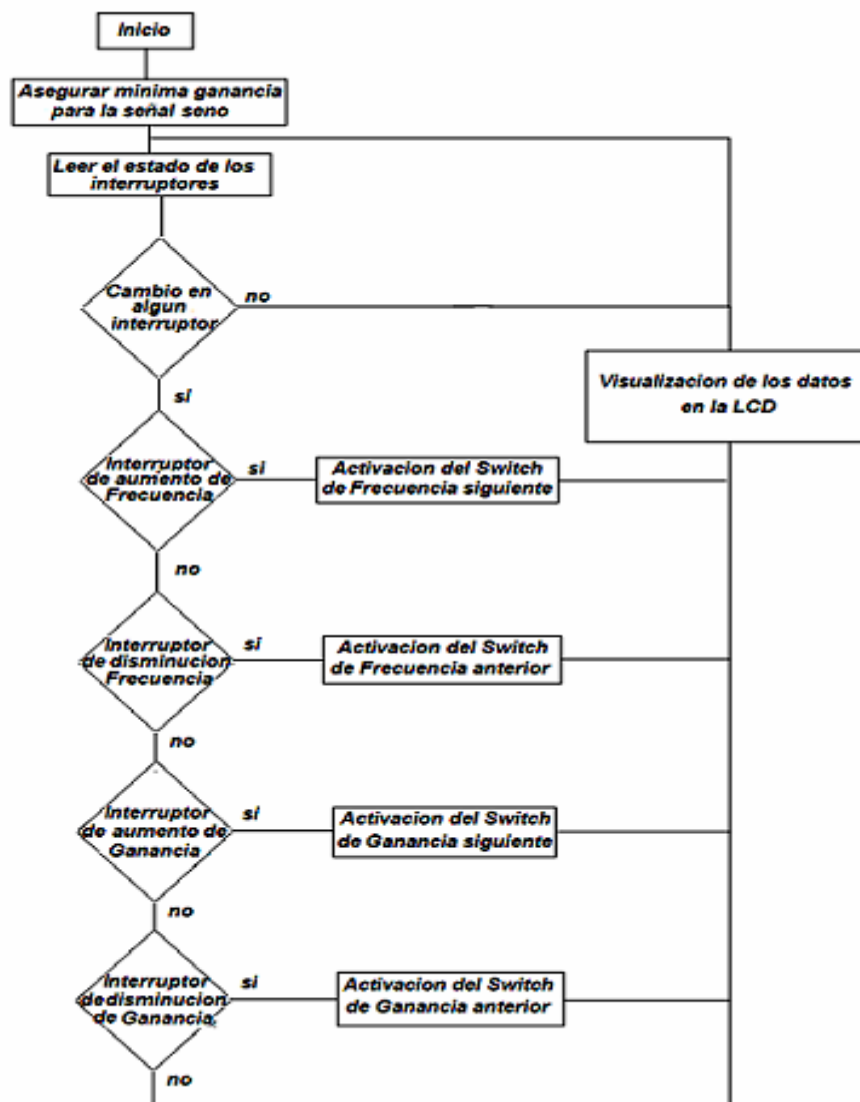


**Figura 10 Diagrama eléctrico de la tarjeta de control**



**Fuente: Realizada por el autor**

Figura 11 Diagrama de flujo PIC 16F877A

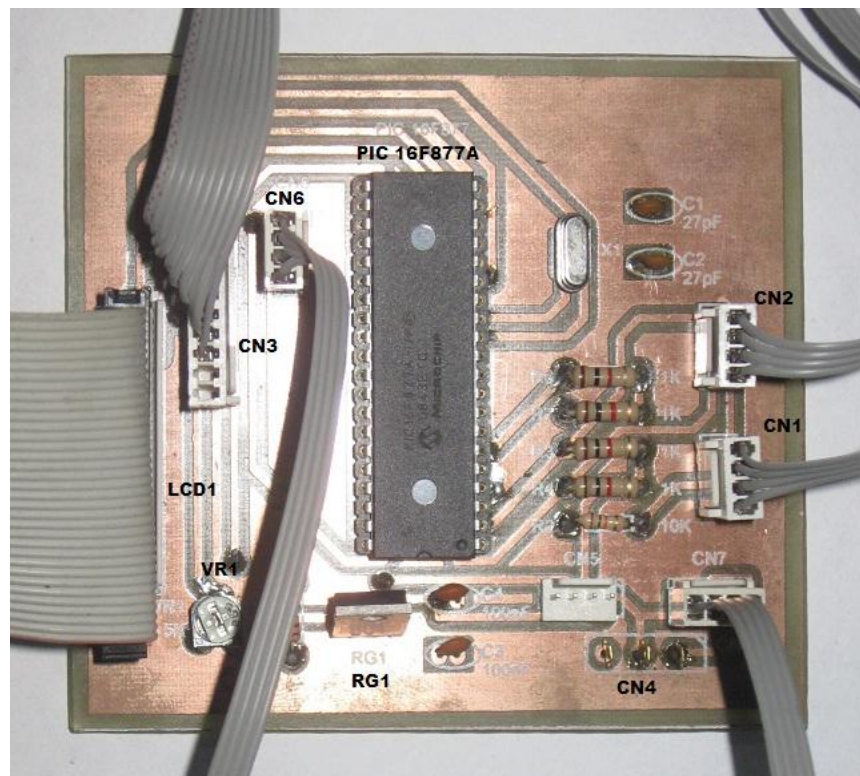


## Alimentación

La **Tarjeta de Alimentación** que provee **12V** y **-12V** se conecta a **CN4**. El regulador **L7805** denotado con **RG1**, permite obtener de la misma fuente, el voltaje de **5V** necesario para el funcionamiento de algunos de los circuitos del dispositivo Ver Figuras 7 y 8.

Internamente, en la tarjeta de control se interconectan **CN4**, **CN7** y **CN5** a los voltajes  $\pm 12V$  y **5V**, para alimentar las otras tarjetas por medio de cables. Como bien su nombre lo indica, esta tarjeta controla las otras, por medio de comandos dados por el Microcontrolador **PIC 16F877**, que traduce las órdenes directas del usuario. Todas las tarjetas se comunican por medio de cables unidos a los conectores de cada una. Ver figura 9.

**Figura 12 Conectores de la tarjeta de control**



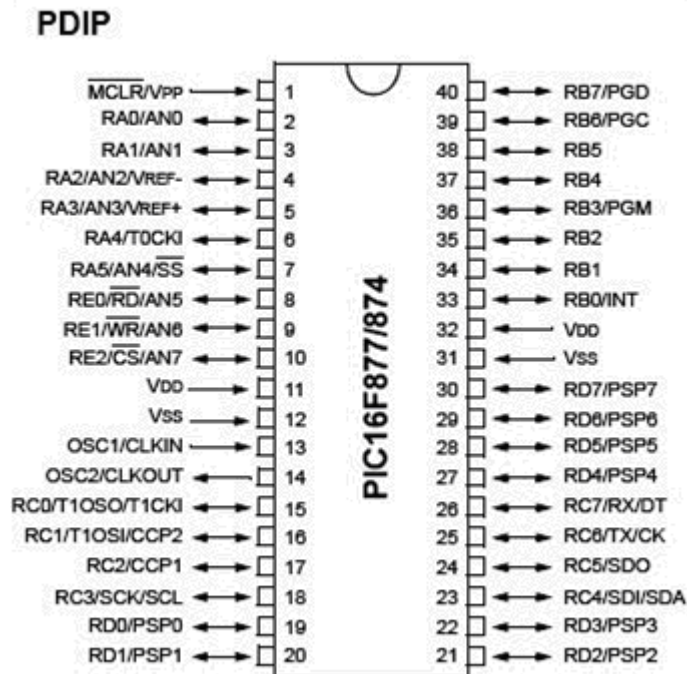
**Fuente:** Realizada por el autor

### **Microcontrolador**

El Microcontrolador es el dispositivo principal de la Tarjeta de Control, y prácticamente controla todos los subprocesos del Audiómetro. Para hacer esto, utiliza varios de sus pines como entradas, para recibir las órdenes del usuario (Fonoaudiólogo, en el mejor de los casos), y tomar decisiones basados en su

programa interno. Los pines de salida transmiten estas órdenes por medio de conectores debidamente referenciados, que a su vez se conectan con cables de interconexión a las otras tarjetas.

**Figura 13 Distribución de pines del PIC 16f877A**



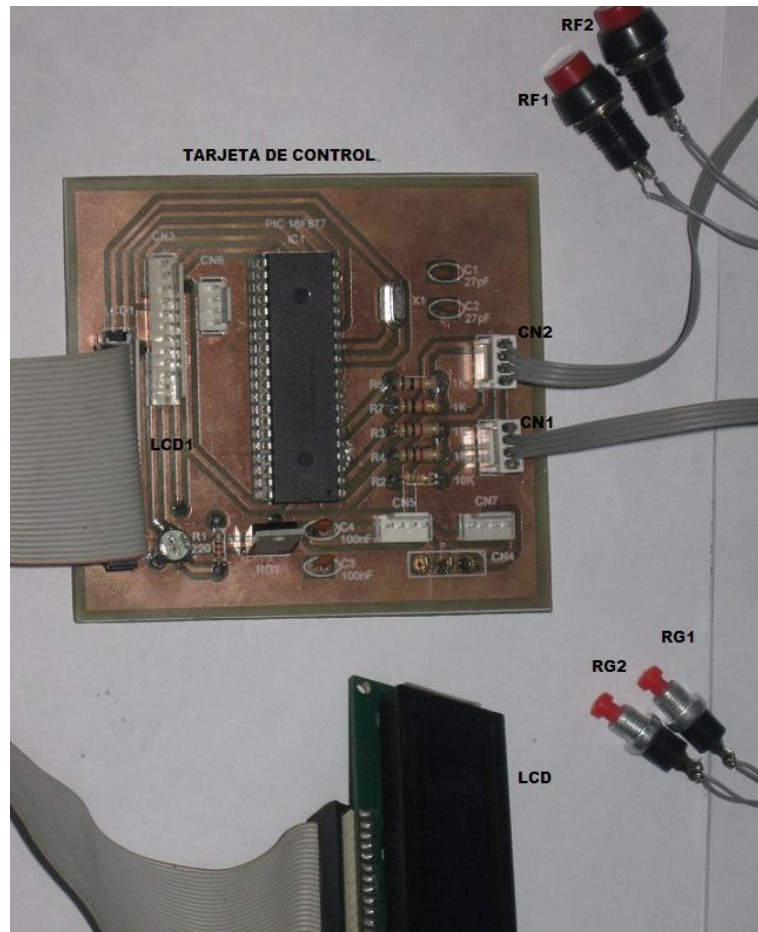
**Fuente: Datasheet PIC16F877/874**

### **Display de cristal liquido LCD.**

La interfaz visual para el usuario, que indica los criterios y resultados de la audiometría(en nuestro caso el valor de **frecuencia** y **ganancia** seleccionada), se hace a través de una pantalla de cristal líquido (**LCD**), que va conectada a los pines **15-17**, y **33-40** del **PIC**, encargados de la visualización. Esto se hace por medio de los pines **13-11**, y **10-3** (en este orden) del conector **LCD1**. Ver Figura 9. Los otros pines de este conector, son ocupados por los voltajes de alimentación y calibración necesarios para el funcionamiento de la pantalla LCD (Ver Diagrama de bloques de Tarjeta de Control. Figura 9.).

El potenciómetro **VR1** permite ajustar el Contraste de la pantalla LCD, aumentando o disminuyendo su luminosidad.

**Figura 14 Conexión de los dispositivos de interfase entre el usuario y la tarjeta de control**



**Fuente:** Realizada por el autor

### **Conector CN3**

El conector **CN3** de la Tarjeta de Control ( Ver Figura 7 ), permite enviar los comandos necesarios para el control del oscilador, y el proceso de cambio de frecuencia subyacente. El orden en que están conectados los pines del **PIC** a los pines de este conector, es el siguiente:

- Los pines **1-8** de **C3** se conectan a los pines **30-29**(en ese mismo orden) del PIC; con estos pines el Microcontrolador escoge los valores de resistencia **R**, para generar la frecuencia deseada  $f_0 = \frac{1}{RC} \text{Hz}$ .
- Los pines **9 y 10** de **C3** se conectan a los pines **5 y 4** del PIC respectivamente; con estos dos pines el Microcontrolador escoge el valor de Capacitancia **C**, para generar la frecuencia deseada.

### Conector CN6

El conector **CN6** de la Tarjeta de Control ( Ver Figura 9 ), permite enviar los comandos necesarios para el control de la ganancia de la señal audible, es decir de su intensidad. **CN6** es conectado a la Tarjeta de Ganancia ( Ver Figura 23) , específicamente a un decodificador. Este proceso será explicado con más rigurosidad más adelante. El orden en que están conectados los pines del PIC a los pines de este conector, es el siguiente:

Los pines **1, 2,3 y 4** de **CN6** se conectan a los pines **26, 25,24 y 23** del **PIC** respectivamente.

La **interfaz física para ingreso de datos del usuario** se hace por medio de los conectores **CN1 y CN2**. Ver Figura 15.

### Conector CN1

**CN1** permite al **usuario** controlar el aumento y disminución de la frecuencia de la señal audible. Esto lo hace gracias a dos pulsadores que al ser presionados envían un **1 lógico (5V)** cada uno a un pin del PIC, programados previamente como entradas de datos. Estos pulsadores serán llamados **SF1 y SF2**. Ver Figura 15.

Al haber contacto en el pulsador **SF1**, conectado en el **pin 1** del conector **CN1**, la frecuencia va a pasar al siguiente valor de prueba. Esto es, por cada activación de **SF1** la frecuencia aumenta el doble. Este pin (**pin 1** del conector **CN1**) va conectado al pin número 7 del **PIC**.

Al haber contacto entre el pulsador **SF2**, conectado en el **pin 4** del conector **CN1**, va a disminuir una vez la frecuencia. Por cada activación de **SF2** la frecuencia disminuye en la mitad. Este pin va conectado al número 6 del **PIC**.

### **Conector CN2**

**CN2** permite al usuario controlar el aumento y disminución de la Ganancia de la señal. Esto lo hace gracias a dos pulsadores que al ser presionados envían un **1 lógico (5V)** a un pin del PIC, programado previamente como entrada de datos. Estos pulsadores son llamados **SG1 y SG2**. Ver Figura 15.

Cuando hay contacto en el pulsador **SG1**, conectado en el **pin 1** del conector **CN2**, aumenta en 5 DB la ganancia de la señal. Este pin va conectado al número 3 del **PIC**.

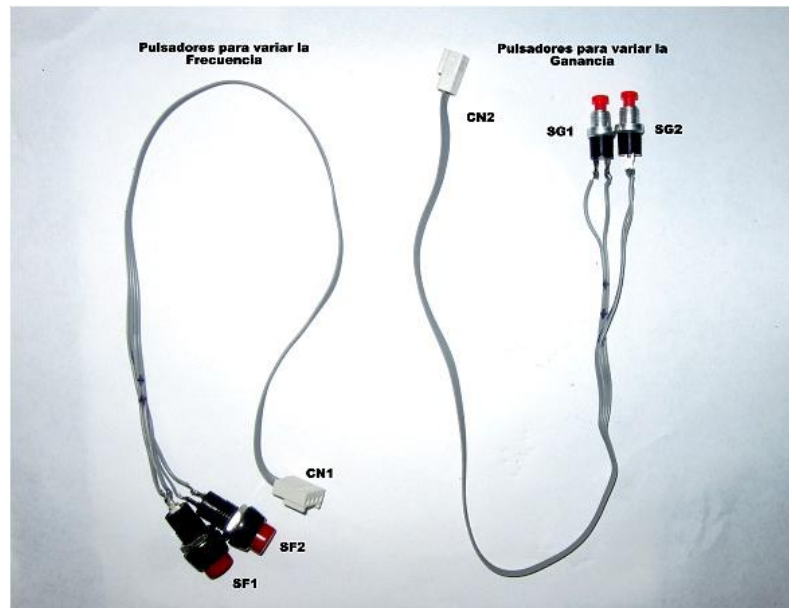
Al haber contacto en el pulsador **SG2**, conectado en el pin 4 del conector **CN2**, disminuye en 5 DB la ganancia. Este pin va conectado al número 2 del **PIC**.

Los demás pines del PIC están, o bien desconectados, o conectados a los elementos indicados en la configuración predeterminada del PIC16F877.

### **2.1.3 Descripción Tarjeta de Generación de Señal**

La Tarjeta de Generación de Señal, Ver Figura 17, permite variar la frecuencia de la señal. Es la segunda en el proceso de formación de la señal, y la sigue la Tarjeta de Ganancia.

**Figura 15 Pulsadores SF1, SF2 SG1 y SG2, para variar la frecuencia y ganancia de la señal**



**Fuente: Realizada por el autor.**

Básicamente esta tarjeta se encarga de variar la frecuencia de la señal, de acuerdo a los valores indicados por el usuario en la tarjeta de control.

### **Conector CN1**

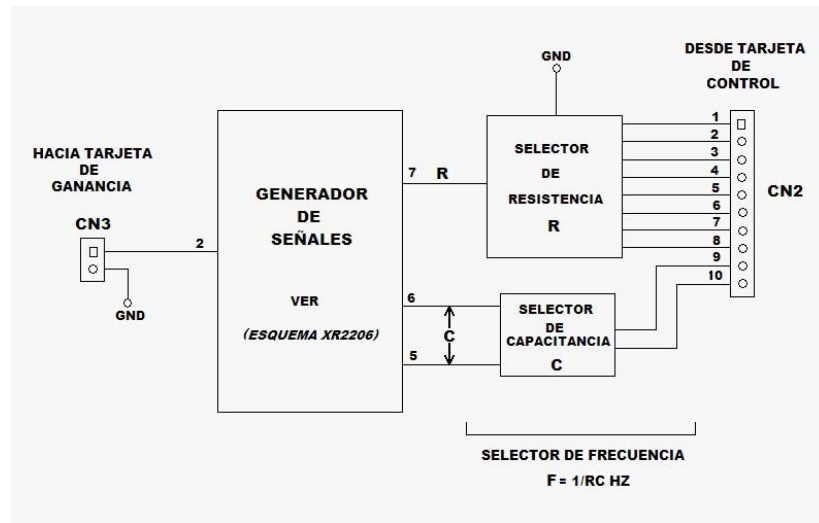
El conector **CN1** está unido directamente al conector **CN5** de la **Tarjeta de Control**, y provee los voltajes de alimentación (**+12, -12 y 5V**) necesaria para los dispositivos de esta tarjeta. Ver Figura 18.

### **Conector CN2**

El conector **CN2** (**Tarjeta de Generador de Señal**) está unido directamente al conector **CN3** (**Tarjeta de Control**), que a la vez está conectado a las salidas del **PIC**, utilizadas para controlar el oscilador, como se enunció con anterioridad. Ver Figura 18.

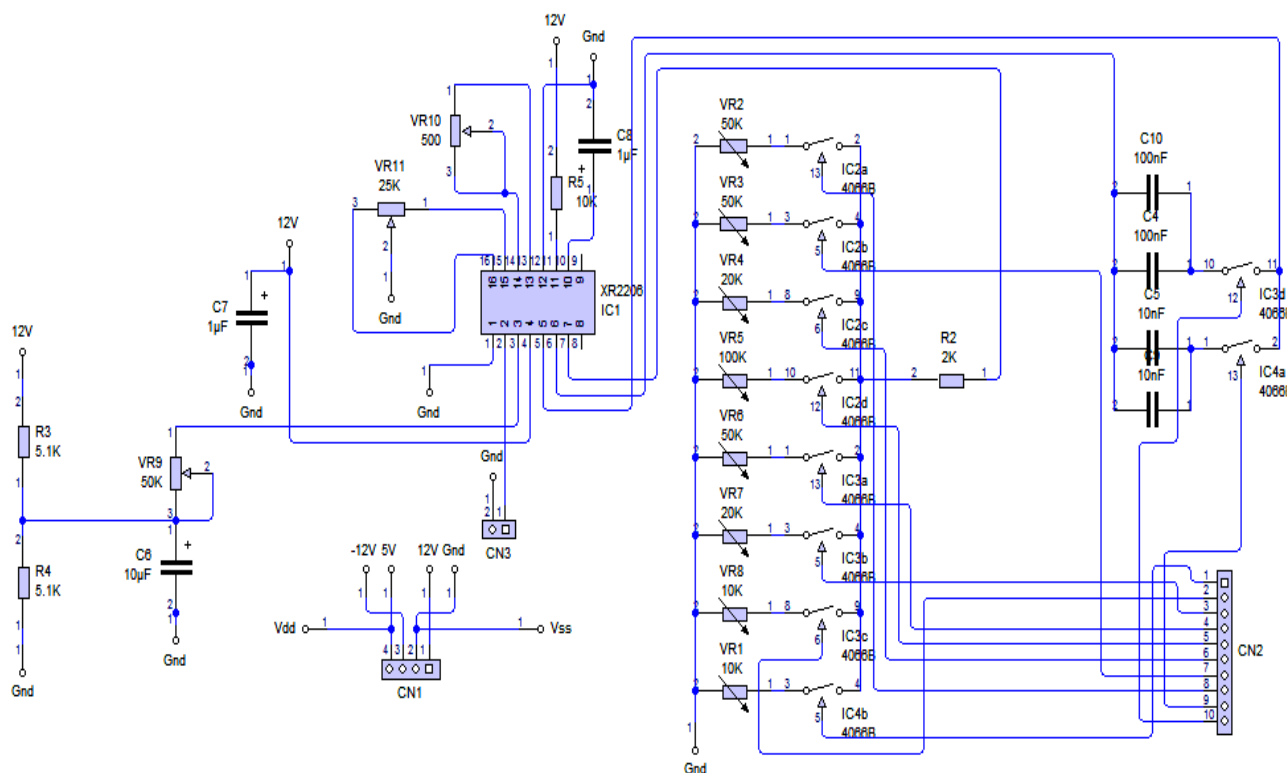


**Figura 16 Diagrama en bloques de la tarjeta de generación de señal**



**Fuente:** Realizada por el autor

### Figura 17 Diagrama eléctrico de la tarjeta de generación de señal



**Fuente:** Realizada por el autor

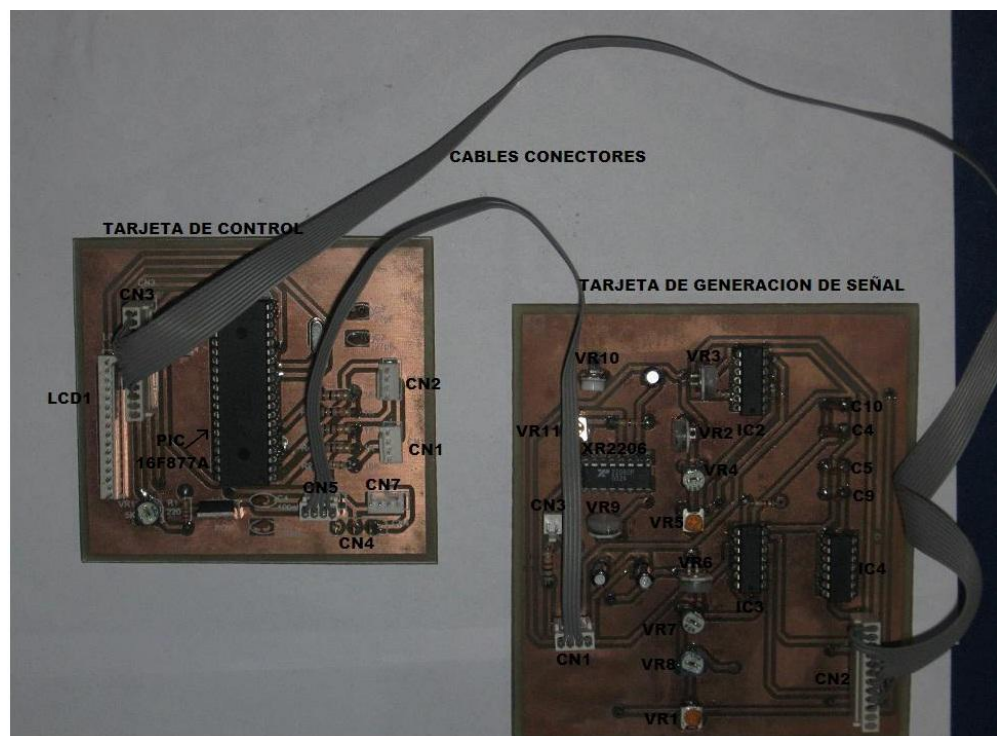
La **Tarjeta de Generación de Señal** es la que crea la señal de salida en sí. Es decir, es en esta tarjeta donde se genera la onda senoidal con una frecuencia dada. El valor de esta frecuencia es enviado desde la **Tarjeta de Control**. Luego esta señal, cuya amplitud es 1mVpp, se envía a la **Tarjeta de Ganancia**. El principal componente de esta tarjeta es el oscilador **XR2206**, que genera señales de frecuencia distintas, dependiendo de las resistencias y capacitancias conectadas a algunos de sus pines. Ver Figura 17.

Los pines del conector **CN2** están conectados de la siguiente manera:

- Los pines del 1 al 8 controlan los distintos switches HEF4066B que permiten variar la resistencia **R** (integrados **IC2** e **IC3** en la **Tarjeta de Generador de señal**, Ver Figura 12, la cual se conecta al **pin 7** del oscilador **XR2206** (Ver Figura 16).

- Los pines 9 y 10 controlan los switches HEF4066B que permite variar la capacitancia **C** (integrado **IC4**, Ver Figura 12, la cual va conectada en paralelo a los **pinos 5 y 6** del oscilador **XR2206** (Ver Figura 16 ).

**Figura 18 Conexión de la tarjeta de generación de señal y la tarjeta de control**

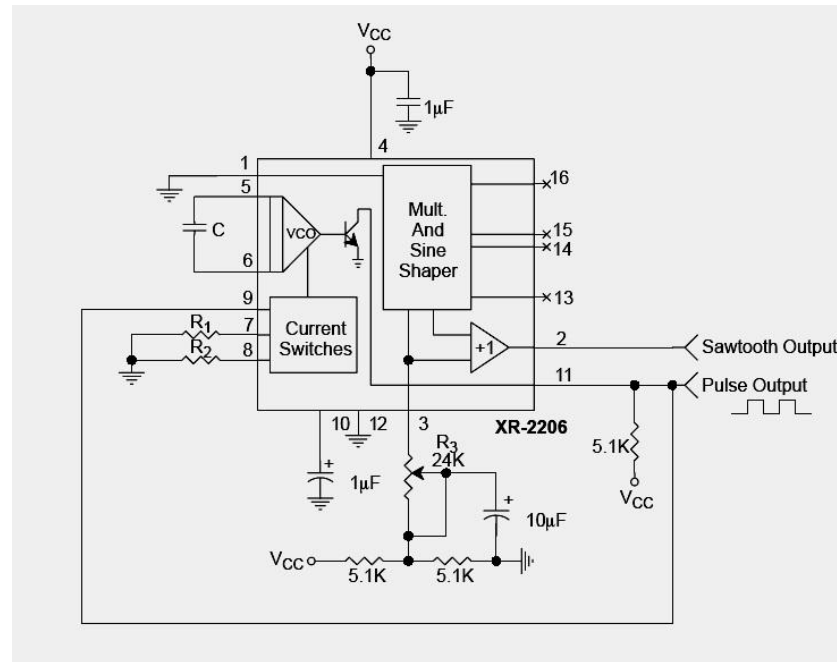


**Fuente:** Realizada por el Autor

### **Oscilador XR2206**

Es el dispositivo encargado de generar la señal a la frecuencia seleccionada. Esto lo hace basándose en los valores de resistencia(**R**) y capacitancia(**C**) conectados a sus pines **7,8** y **5,6** respectivamente, como se muestra en la Figura 19.

**Figura 19 Diagrama esquemático del oscilador XR2206**



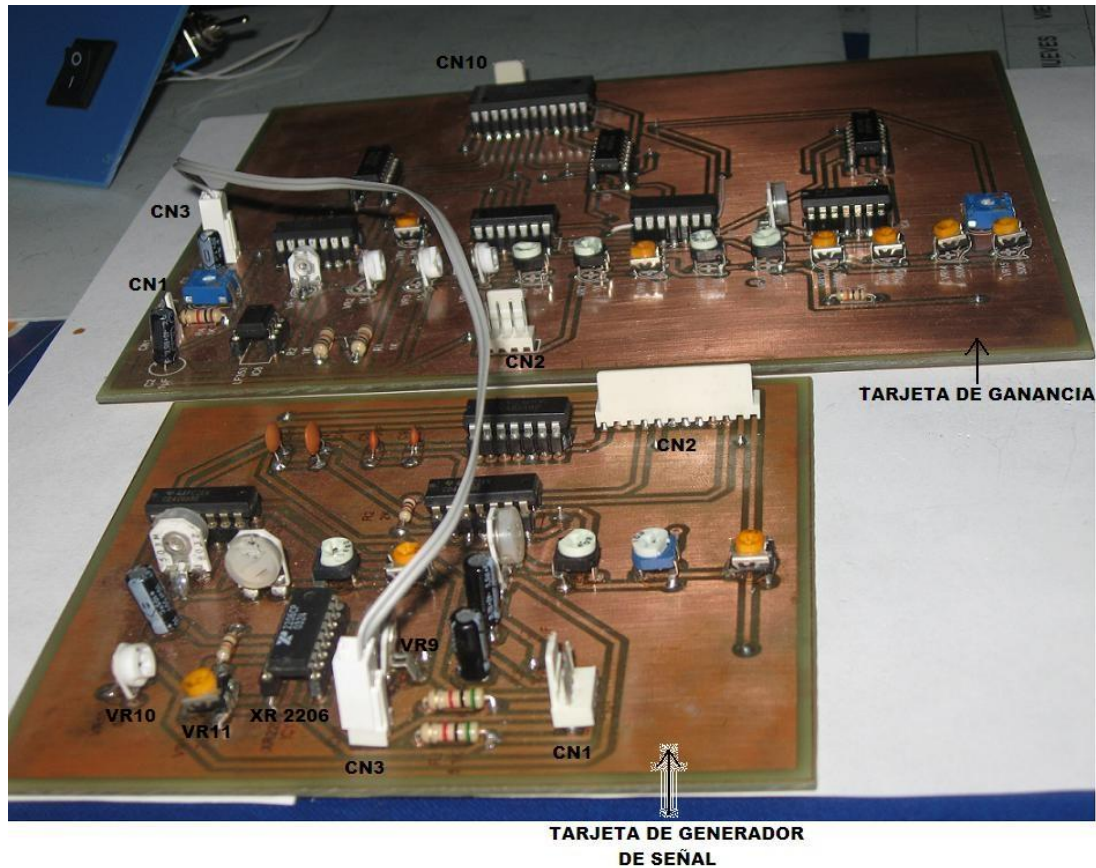
**Fuente: EXAR datasheet XR 2206**

La frecuencia de operación del **XR2206** es:  $f_0 = \frac{1}{RC} \text{Hz}$  donde **R** y **C** son variados desde el Microcontrolador, a través de los switches digitales **HEF4066B**. Esta variación depende de la selección de frecuencia realizada por el usuario.

### Conector CN3

El **XR2206** está configurado para que por el pin 2 salga una señal senoidal con frecuencia  $f_0$  y se une con el pin 1 de **CN3 (Tarjeta de Generador de Señal)**, para que por medio del mismo, se conecte a la Tarjeta de Ganancia, tal como lo muestra la Figura 20.

**Figura 20** Conexión de la tarjeta de generador de señal y la tarjeta de ganancia



**Fuente:** Realizada por el autor

Los potenciómetros referenciados en la imagen, y que hacen parte de la configuración estándar del **XR2206** son:

**VR10:** Controla la Distorsión Armónica Total (THD) de la señal

**VR11:** Varía la simetría de la señal producida por el XR2206.

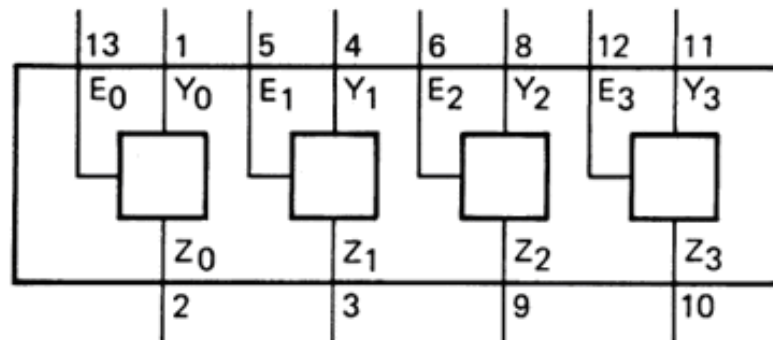
**VR9:** Controla la ganancia de la misma señal.

### **Selección de Frecuencia**

Para este proceso se utilizó el **switch** digital **HEF4066B**, que se compone de cuatro **switches** análogos independientes entre sí. Cada uno de estos **switches** tiene un terminal de entrada (**Y**) y uno de salida (**Z**), entre los cuales

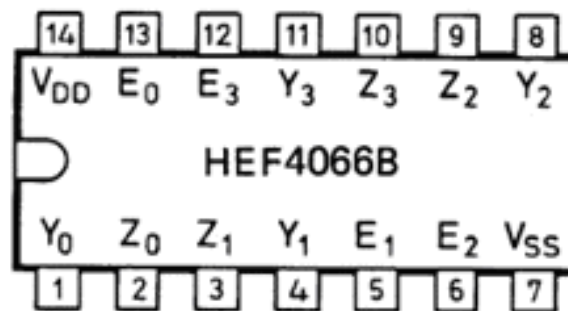
hay una impedancia que varía en función del estado de un tercer terminal de habilitación (**E**); Cuando (**E**) está en bajo (**0 lógico**) la impedancia es alta y el **switch** está deshabilitado. Cuando (**E**) está en alto (**1 lógico**) hay conexión entre (**Y**) y (**Z**), y se habilita el **switch**. Ver Figura 21 y Figura 22.

**Figura 21 Diagrama funcional Switch HEF4066B**



**Fuente: Datasheet HEF4066B**

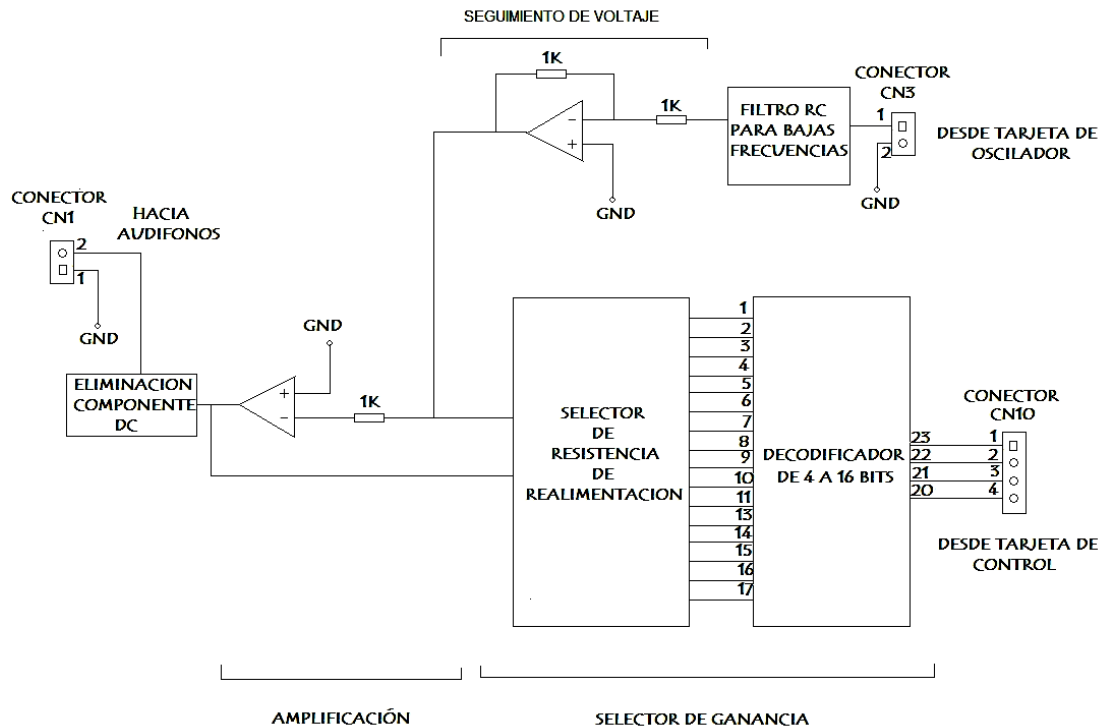
**Figura 22 Diagrama de pines del Swtich HEF4066B**



**Fuente: Datasheet HEF 4066 B**

#### 2.1.4 Descripción Tarjeta de Ganancia

**Figura 23 Diagrama de bloques de la tarjeta de ganancia**



**Fuente:** Realizada por el autor.

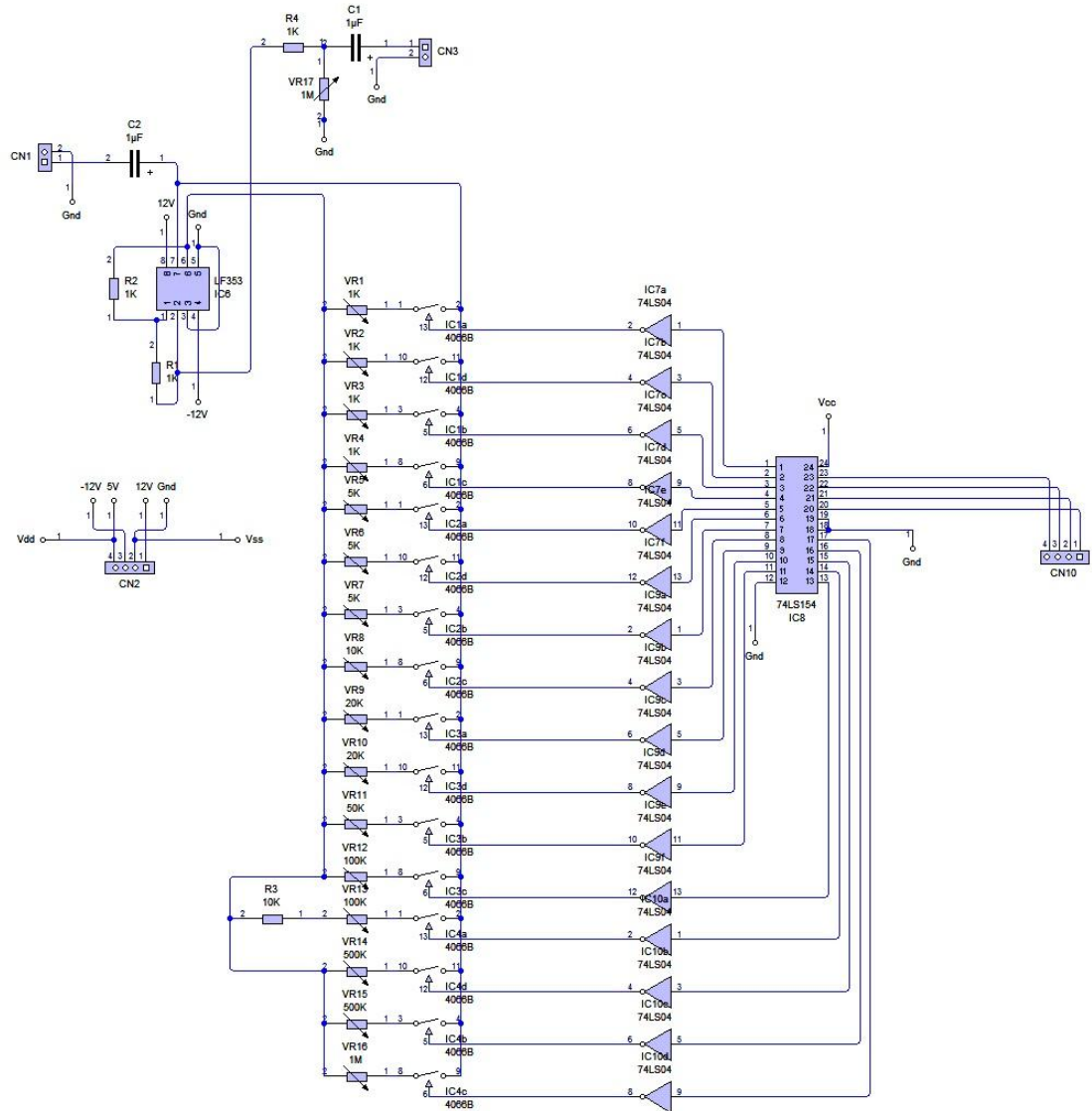
## Amplificación

### Conector CN3

Desde la tarjeta de Oscilador, se envía por medio de su conector **CN3** la señal con la frecuencia ya determinada, al conector **CN3 (Pin 1)** de esta tarjeta Ver Figura 17. Esta señal se filtra por medio de **C1 y VR17 (este potenciómetro controla la Frecuencia de Corte del filtro pasa-altas)** Ver Figura 17. Luego pasa por un amplificador de ganancia 1, determinado por **R1 y R4**, para mantener su nivel. Este se hace con el amplificador 1 del **LF353**. De aquí pasa al amplificador 2 del mismo integrado ( Ver Figura 23), donde la resistencia de realimentación depende de el valor seleccionado por el decodificador **74LS154**.

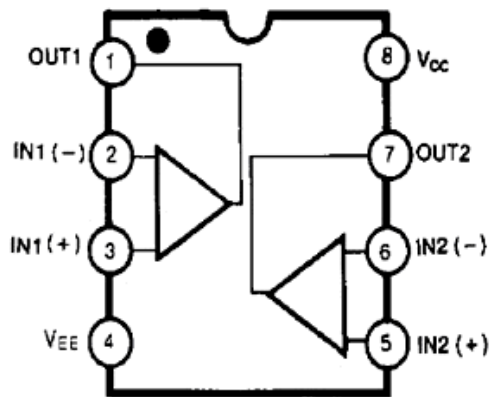
Este valor es la resistencia de realimentación necesaria para obtener la ganancia en dB solicitada por el usuario. Ver Figura 24.

**Figura 24 Diagrama eléctrico de la tarjeta de ganancia**





**Figura 25 Diagrama de pines del integrado LF 353**



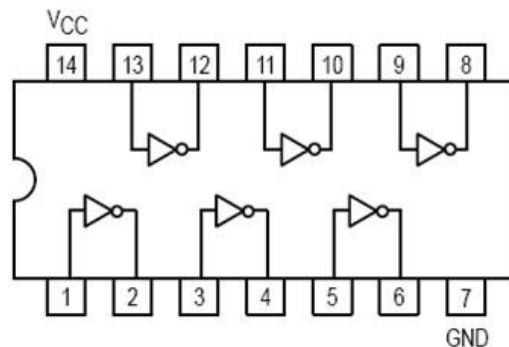
**Fuente: Datasheet LF 353**

### **Selección de Ganancia**

Como se había explicado con anterioridad, el usuario selecciona la ganancia deseada. Esta selección llega al **PIC**, que procesa la información, y envía un código específico de 4 bits para cada valor de ganancia. Esta codificación se debe a la carencia de pines que pudieran utilizarse como salidas en el Microcontrolador. Era necesario entonces convertir la información de 4 a 16 bits, ya que el número de opciones de ganancia a seleccionar es precisamente 16. Para esto se utilizó el decodificador **74LS154** con salidas activas en bajo (**nivel lógico TTL 0**), al ser en el momento, el único de este tipo disponible en el mercado. Ver Figura 27 y Tabla 1.

Para la selección de la resistencia de ganancia se utilizó, del mismo modo que para la frecuencia, el **switch digital HEF4066B (Ver sec. Selección de Frecuencia)**. Debido a que este se habilita con altos (1 lógico), es necesario negar todas las salidas del decodificador, teniendo en cuenta que este último “considera” el 0 como valor activo en su salida. Para estos efectos se utilizó el circuito integrado negador **74LS04**. Ver Figura 20.

**Figura 26 Diagrama de pines del integrado 74LS04**



**Fuente: Datasheet 74LS04**

### **Conector CN10**

El PIC se conecta con el Decodificador por medio de los conectores **CN6 (Tarjeta de Control)** y **CN10 (Tarjeta de Ganancia)**. Esto se hace a través de un cable de cuatro líneas que “lleva” la información (de selección de Ganancia) codificada en cuatro bits.

### **Conector CN2**

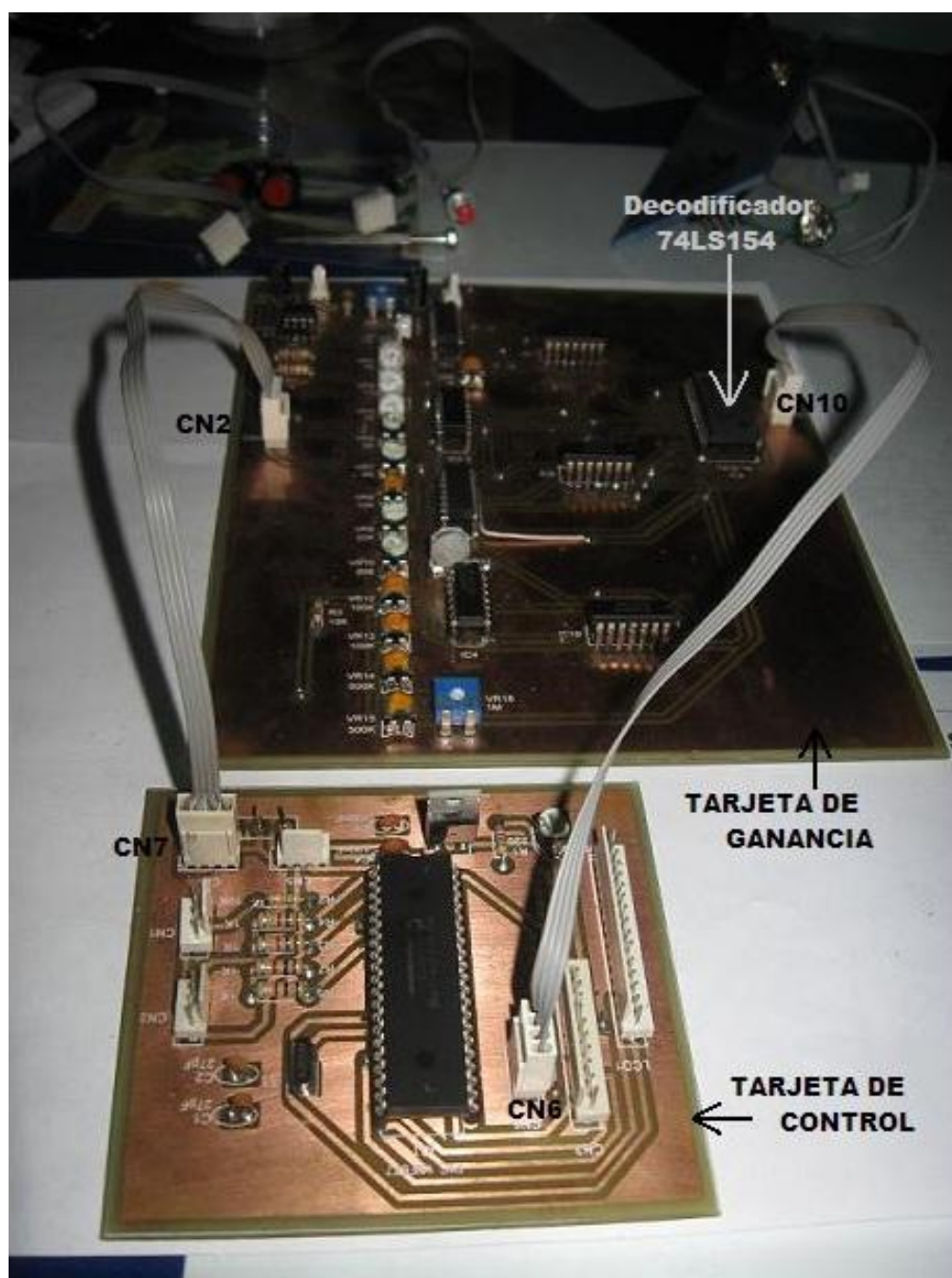
El conector **CN2** de la **Tarjeta de Ganancia** recibe los voltajes de polarización **+12, -12 y 5V** del conector **CN7**, de la **Tarjeta de Control**.

### **Decodificador**

La distribución de pines de este integrado viene dada de la siguiente manera ( Ver Figura 28 ) Pines **1-11** y **13-17**, son las salidas decodificadas hacia los interruptores de selección de resistencia de ganancia. Ver Figura 29.

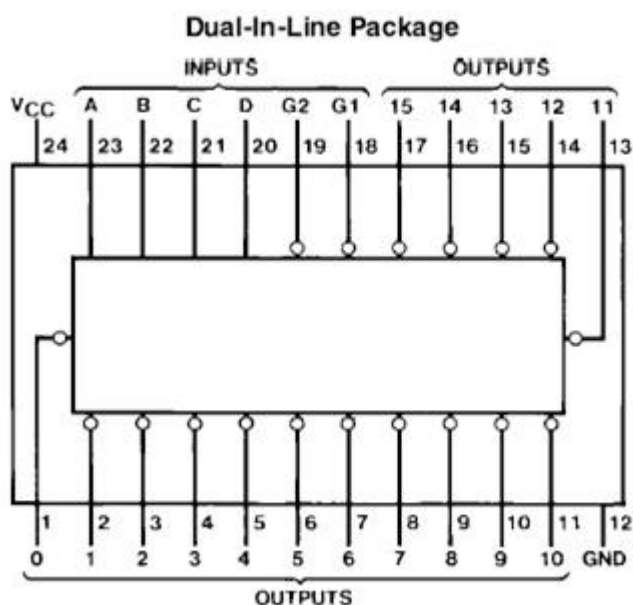
Los pines **20-23** son las entradas codificadas de los valores de ganancias seleccionadas. Se conectan a los pines **1-4** (en ese orden) del conector **CN10**. Ver Figura 29. Los demás pines son utilizados para la alimentación del integrado.

**Figura 27 Conexión entre las tarjetas de ganancia y de control**



**Fuente: Realizada por el autor**

**Figura 28 Diagrama de pines del Decodificador DM74LS154**



**Fuente: Datasheet DM74LS154**

**Tabla 1 Funcionamiento del Codificador DM74LS154**

		Inputs				Outputs															
G1	G2	D	C	B	A	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
L	L	L	L	L	L	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	L	L	L	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	L	L	H	L	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	L	L	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	L	H	L	L	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	L	H	L	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	L	H	H	L	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H
L	L	H	L	L	L	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H
L	L	H	L	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H
L	L	H	L	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H	H
L	L	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H
L	L	H	H	L	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H	H
L	L	H	H	L	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H
L	L	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H
L	L	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L
L	H	X	X	X	X	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
H	L	X	X	X	X	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
H	H	X	X	X	X	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H

H = High Level, L = Low Level, X = Don't Care

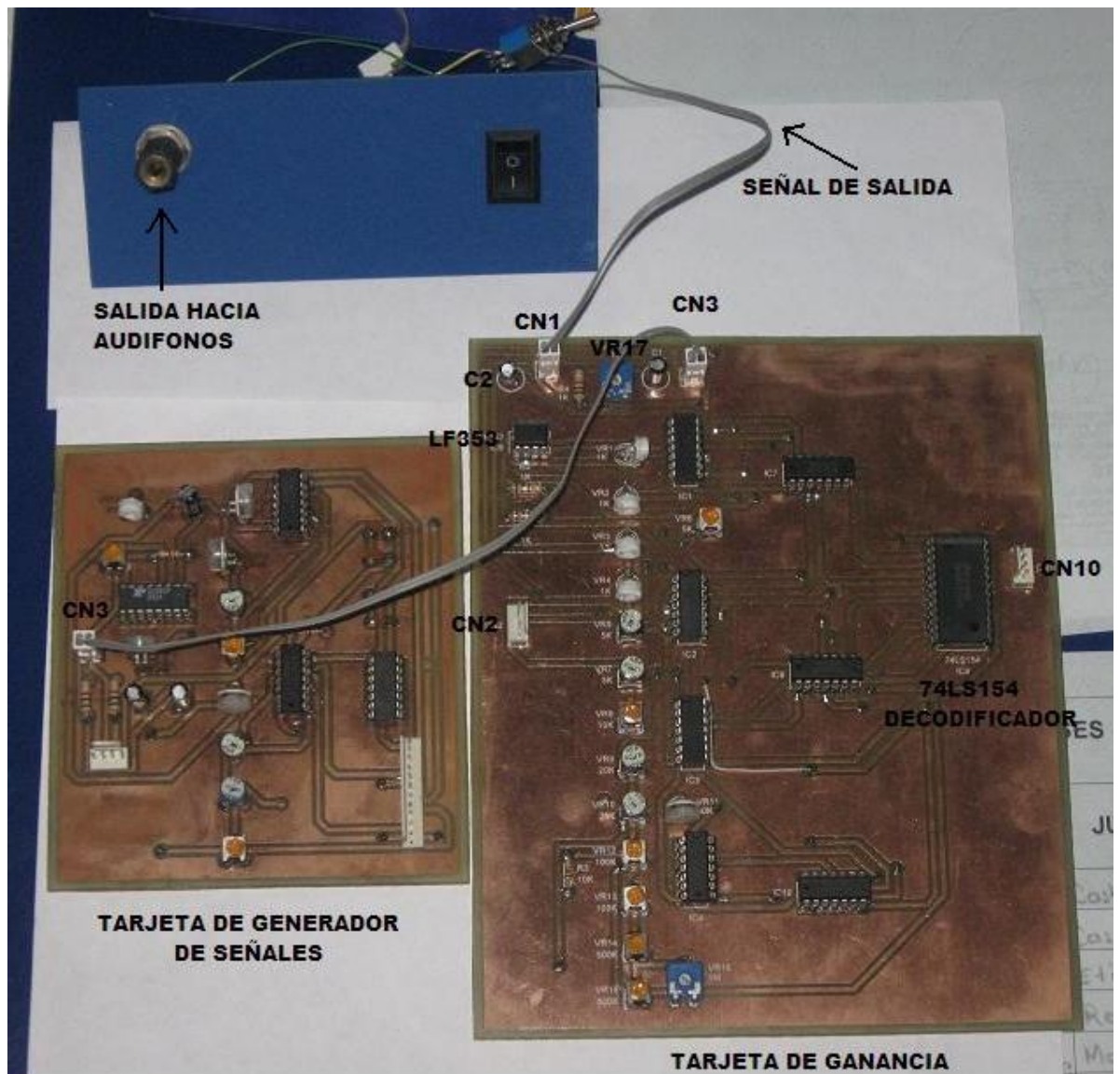
**Fuente: Datasheet DM74LS154**

## Conector CN1

Luego de su correspondiente amplificación, la señal atraviesa por el Capacitor **C2** para eliminar el valor DC. Después se envía al conector **CN1**, que sirve de

interfaz entre el dispositivo y los audífonos, y permite así el uso de tal señal en el examen audiométrico. Ver Figura 29.

**Figura 29 Conexión de la tarjeta del Oscilador y la tarjeta de ganancia e interfase de salida**



**Fuente:** Realizada por el autor

El potenciómetro referenciado como **VR17** determina la frecuencia de corte del filtro pasa-altas. Ver Figura 29.

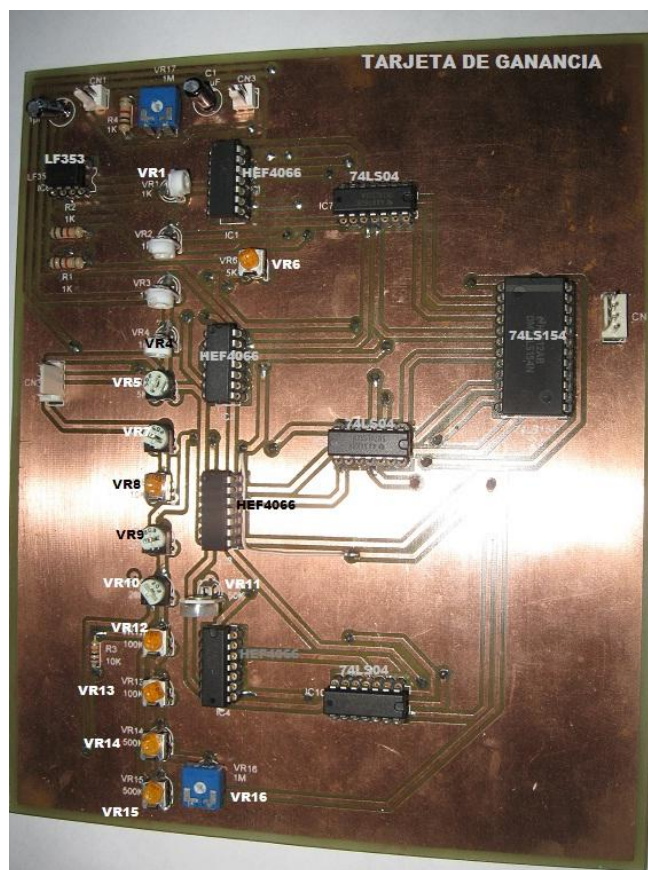


## 2.1.5 Ajustes Preliminares del Audiómetro

### 2.1.5.1 Ganancia de la señal generada

Antes de encender el equipo, y preferiblemente con el conector de Alimentación (**CN2**) desconectado, es necesario verificar los valores de los distintos potenciómetros de realimentación **VR**, que determinan la ganancia de la señal al pasar por la **Tarjeta de Ganancia**. Ver Figura 30.

**Figura 30 Tarjeta de Ganancia. Potenciómetros de ajuste de ganancia**



**Fuente:** Realizada por el autor

Estos potenciómetros se han ajustado previamente en función de valores aproximados a los teóricamente calculados, con el fin de obtener la ganancia en dB seleccionada por el usuario.

La señal que entra al Amplificador **LF353**, sale del mismo con una amplitud establecida por el valor de **VR** seleccionado. Es decir, la relación entre la amplitud de la señal de entrada y la de salida del Amplificador, indica la ganancia que este le aporta a la misma. La intensidad de la señal de salida del amplificador ***IdB*** es expresada en decibelios de la siguiente manera:

$$IdB = 20 \log \frac{V_o}{V_i} \quad \text{Ecuación 1.}$$

**$V_o$**  : Amplitud pico de la señal de salida al amplificador.

**$V_i$**  : Amplitud pico de la señal de entrada del amplificador (**LF353**)

La señal de salida con intensidad 0dB es aquella cuya amplitud es 1mV. Esto implica que 1mV es el valor de amplitud pico de referencia, a partir del cual la señal de salida aumenta o disminuye su intensidad en dB.

La señal que entra al Amplificador LF353, es generada por el Oscilador XR2206, con una amplitud constante de 10mV. Este valor fue escogido debido a que es muy difícil que el Oscilador produzca una señal con amplitud de 1mV. Entonces, para suplir la señal de 0dB, simplemente se atenúa la señal de 10mv, por medio del ajuste del potenciómetro correspondiente a un valor de resistencia tal que produzca una ganancia de 0.1.

Lo anterior conlleva a que en el Audiómetro, una ganancia absoluta  $\frac{V_o}{V_i}$  de 0.1 asegura una señal de salida de 0dB. Por lo tanto la expresión para la Intensidad de la señal de salida se modifica a:

$$IdB = 20 \log \frac{10V_o}{V_i} \quad \text{Ecuación 2}$$

#### **2.1.5.2 Resultados Obtenidos de las Intensidades de salida en dB por el audiómetro digital.**

A Continuación, se presentan los resultados obtenidos por el audiómetro de acuerdo a la Tabla 2. los cuales son explicados consecuentemente uno a uno.

**Tabla 2 Tabla de Valores de Ganancia y Resistencia de Realimentación ( $VR_f$ )**

Intensidad de salida en Db	$V_o$ (mV)	$V_i$ (mV)	Ganancia Absoluta	$R_1$ $\Omega$	$VR_f$ $\Omega$ (Valores de ajuste)	$VR_f$ $\Omega$ (Valores de calibración)	VR Potenciómetro específico
0	1	10	0,1	1000	100	98	VR1
5	1,8	10	0,18	1000	180	177.4	VR2
10	3,2	10	0,32	1000	320	320	VR3
15	6	10	0,6	1000	600	607	VR4
20	10	10	1	1000	1000	980	VR5
25	17,8	10	1,78	1000	1780	1800	VR6
30	31,6	10	3,16	1000	3160	3000	VR7
35	56,2	10	5,62	1000	5620	5400	VR8
40	100	10	10	1000	10000	9900	VR9
45	177,8	10	17,78	1000	17780	17400	VR10
50	316,2	10	31,62	1000	31620	31700	VR11
55	562,3	10	56,23	1000	56230	53000	VR12
60	1000	10	100	1000	100000	88000	VR13
65	1778	10	177,8	1000	177800	172000	VR14
70	3162	10	316,2	1000	316200	350300	VR15
75	5624	10	562,4	1000	562400	490000	VR16

**Fuente: Realizada por el autor**

**2.1.5.3 Explicación de las variables: IdB,  $V_o$  (mV),  $V_{in}$  (mV), ganancia absoluta  $R_1$   $\Omega$ ,  $VR_f$  (Valores de ajuste),  $VR_f$   $\Omega$  (valores de calibración),  $VR$   $\Omega$  (potenciómetro específico).**



El Audiómetro digital, genera señales con intensidades entre 0 y 75 dB. Esto lo hace aumentando o disminuyendo-conforme el usuario así lo requiera- la intensidad de 5 en 5 dB. Para lograrlo, es preciso ajustar los potenciómetros a valores tales que la relación  $\frac{V_o}{V_i}$  sea acorde con la intensidad en dB requerida. ( Cada potenciómetro fija un valor de ganancia ).

La ganancia depende entonces de la relación  $\frac{VR_f}{R_1}$ , donde  $R_1$  es 1000  $\Omega$  y  $VR_f$  ( Valores de ajuste ) el cual toma los valores calibrados en los distintos potenciómetros.

La Tabla 2, contiene los valores de ganancias absolutas en dB, y los valores de  $VR_f$  necesarios para obtener las mismas.

Los valores de la Ganancia en dB mostrados en la Tabla 2, son aproximados, como puede corroborarse al hacer los cálculos correspondientes.

Como se había mencionado con anterioridad, finalmente la intensidad de la señal de salida depende del potenciómetro  $VR_f$  seleccionado, y del valor de resistencia ajustado en el mismo. Por tanto, la Ecuación 2 puede expresarse como:

$$IdB = 20Log \frac{10VR_f}{R_1} \quad \text{Ecuación 3}$$

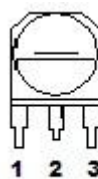
Esta ecuación proporciona los valores de la columna **Intensidad de salida en dB** de la Tabla 2.

La columna **Ganancia Absoluta**, muestra la relación entre el **voltaje de entrada** ( $V_i$ ) y los distintos **voltajes de salida** ( $V_o$ ) del amplificador, es decir  $\frac{V_o}{V_i}$ .

En la columna  $VR_f \Omega$  (**Valores de ajuste**) están los valores a los que deben ser **ajustados** cada uno de los potenciómetros especificados en la columna **VR, antes de encender el audiómetro**. Esto con el fin de asegurar el correcto funcionamiento del mismo.

Para verificar el valor  $VR_f$  de ajuste, se mide la resistencia entre los **terminales 1 y 2** de los distintos **potenciómetros VR**:

**Figura 31 Esquema de terminales de los potenciómetros VR**



**Fuente:** Realizada por el autor

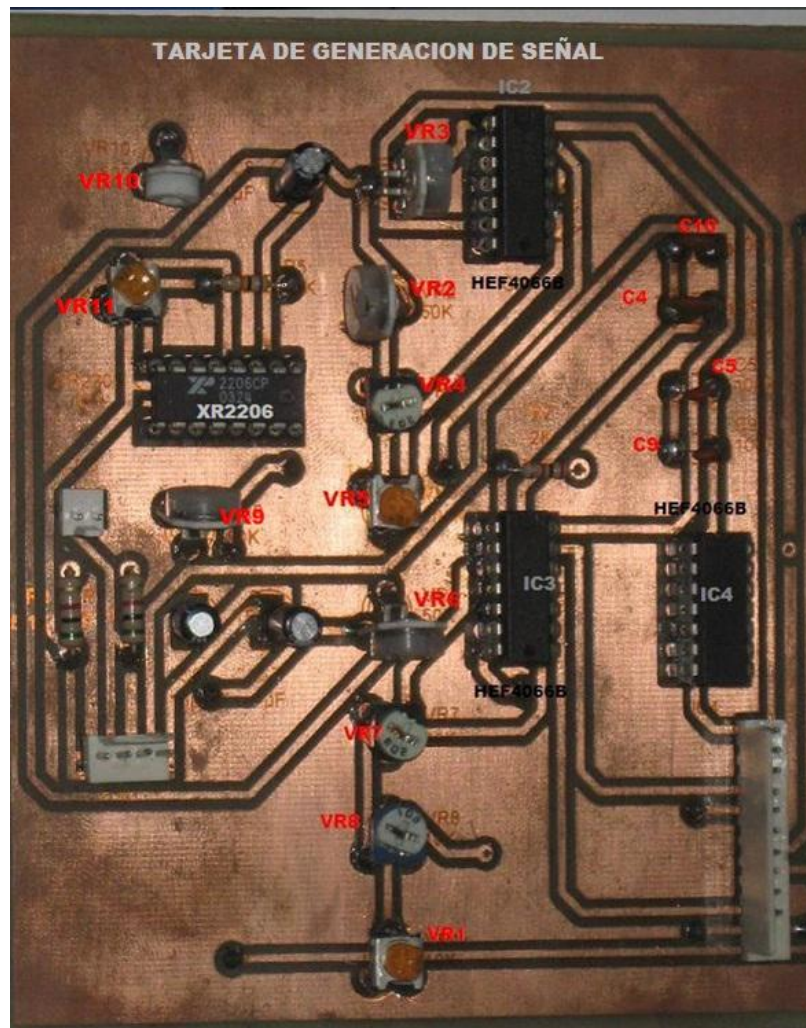
Si los resultados no concuerdan, es necesario ajustarlos por medio de las perillas de variación.

Los valores dados en la columna  $VR_f \Omega$  (**Valores de calibración**) son utilizados para calibrar el audiómetro, por medio de un instrumento de mayor jerarquía como es el **Osciloscopio**. Con este se analiza el resultado final, es decir la señal de salida y sus características. Esto será analizado mas adelante en la sección **Calibración**.

El potenciómetro VR13 está conectado a una resistencia en serie de  $10k \Omega$ , por lo que el valor de calibración total para esta ganancia dará como resultado  $88000 \Omega + 10k \Omega = 98K\Omega$

#### **2.1.5.4 Frecuencias generadas y seleccionadas por el usuario**

**Figura 32 Tarjeta de generación de señal. Potenciómetros de ajuste de frecuencia.**



**Fuente:** Realizada por el autor

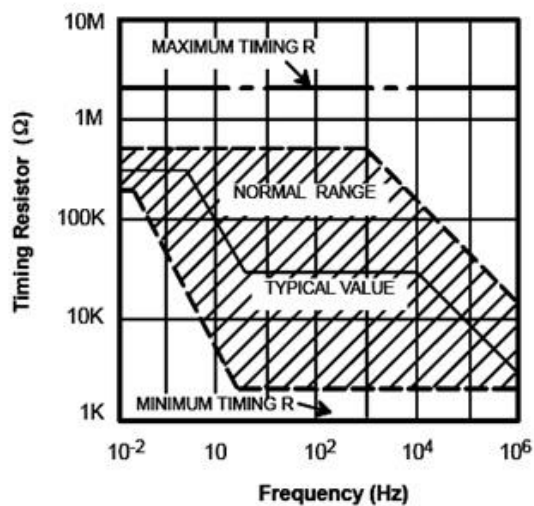
El audiómetro tiene un rango de variación de frecuencia de 125 a 12KHz, como puede observarse en la Tabla 3. Para la generación de cada frecuencia el oscilador **XR2206** ( Figura 19 ) requiere un valor de R y C de manera tal que se

cumpla la relación  $f_0 = \frac{1}{RC} \text{Hz.}$

La razón por la que hay dos valores de capacitancia distintos en lugar de uno (200nF y 20nF), es que la resistencia seleccionada debe cumplir con las

condiciones de estabilidad especificadas en la Figura 33.(*Datasheet del Oscilador XR2206*):

**Figura 33 Resistencia R vs Frecuencia de oscilación.**



**Fuente: Datasheet XR2206**

En la Figura 27, se puede ver que el rango de **R**, recomendado para garantizar la estabilidad de la señal generada por el **XR2206**, es aproximadamente de **4kΩ** a **200kΩ**.

2.1.5.5 Resultados Obtenidos de las frecuencias seleccionadas por el usuario en el audiómetro digital.

**Tabla 3** Tabla de Valores de R y C para la Frecuencia  $f_0 = \frac{1}{RC}$  Hz seleccionada.

FRECUENCIA SELECCIONADA $f_0$ (Hz)	CAPACITANCIA C (nF)	VR KΩ Valores de ajuste	VR KΩ Valores de calibración	VR Potenciómetro especifico
125	200	40	42	VR3

250	200	20	19.6	VR2
500	200	10	8.66	VR4
1000	20	50	56	VR5
2000	20	25	28	VR6
4000	20	12.5	12.23	VR7
8000	20	6.25	4.89	VR8
12000	20	4.16		VR1

**Fuente:** Realizada por el autor

**2.1.5.6** Explicación de las variables: Frecuencia seleccionada, capacitancia. VR (valores de ajuste), VR (valores de calibración) y VR potenciómetro específico.

La columna **VR KΩ Valores de ajuste**, muestra los distintos valores calculados a los que se deben ajustar cada uno de los potenciómetros referenciados en la columna **VR Potenciómetro específico**. Al igual que para la tarjeta de Ganancia, la verificación del valor **VR KΩ Valores de ajuste** se hace al medir la resistencia entre los **terminales 1 y 2** de los distintos **potenciómetros VR (Figura 24)**.

Luego de hecho esto, se pasa a analizar la señal de salida resultante, utilizando para este fin un osciloscopio. En la pantalla de este, se puede determinar la frecuencia de la señal y modificar el valor de **VR** hasta obtener la frecuencia deseada. Esta modificación dió previamente los valores mostrados en la columna **VR KΩ Valores de calibración**, que son los valores sugeridos de calibración.

Por último, en la **Tarjeta de Ganancia**, se amplifica la señal (Amplificador **LF353**) hasta la intensidad seleccionada por el usuario, valor que es enviado

directamente desde la **Tarjeta de Control** hasta esta tarjeta. La señal es entonces enviada al audífono seleccionado, para realizar el examen.

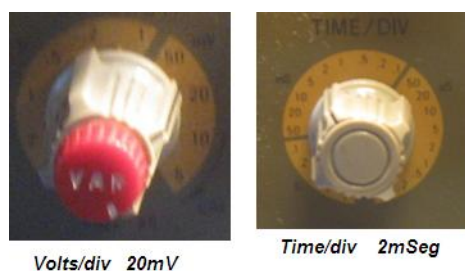
## 2.2 CALIBRACION DEL AUDIOMETRO DIGITAL

Después de ajustar los potenciómetros de **Frecuencia** y de **Ganancia** a los valores calculados, se procede a analizar la señal de salida por medio de un **Osciloscopio**, el cual muestra la **intensidad (Amplitud)** y la **frecuencia** de la señal.

Para hacer esto se realizan los siguientes pasos:

- Encender el equipo (**Audiómetro**). Verificar la conexión a la toma de corriente.
- Conectar las sondas del Osciloscopio al conector de salida (**CN1**) de la **Tarjeta de Ganancia**.
- **Ajustar y calibrar el osciloscopio**, de manera tal que la señal sea legible en la pantalla del mismo.
- Reajustar los valores resistivos de los potenciómetros **VR** de ganancia y de frecuencia, para obtener los parámetros deseados en la señal de salida.
- En caso de que la forma de la señal sea muy disímil a una onda seno, modificar los valores de los potenciómetros VR11 (Distorsión Armónica) y VR10 (Simetría) de la tarjeta de Ganancia (Ver Figura 20).

**Figura 34 Controles de ajuste de voltaje y tiempo del osciloscopio.**

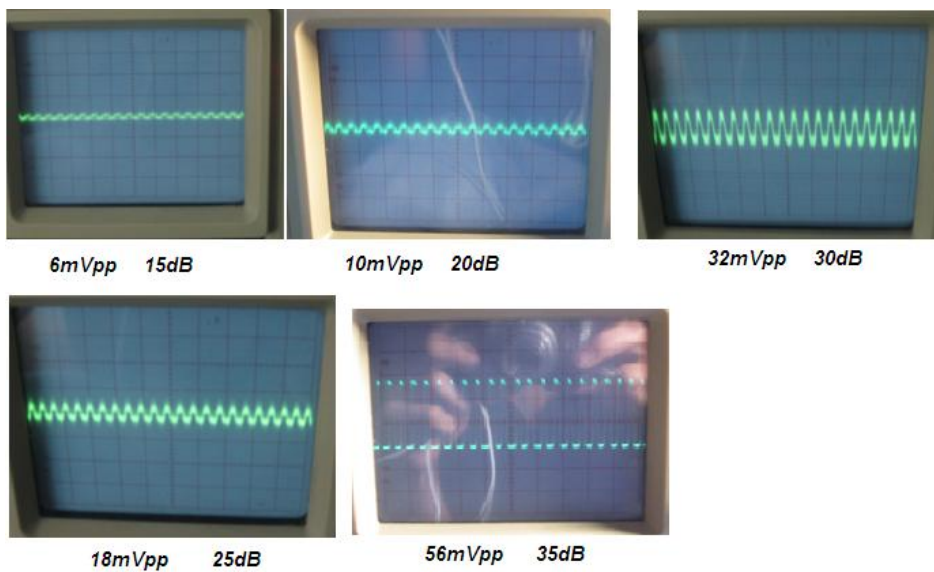


**Fuente:** Realizada por el autor

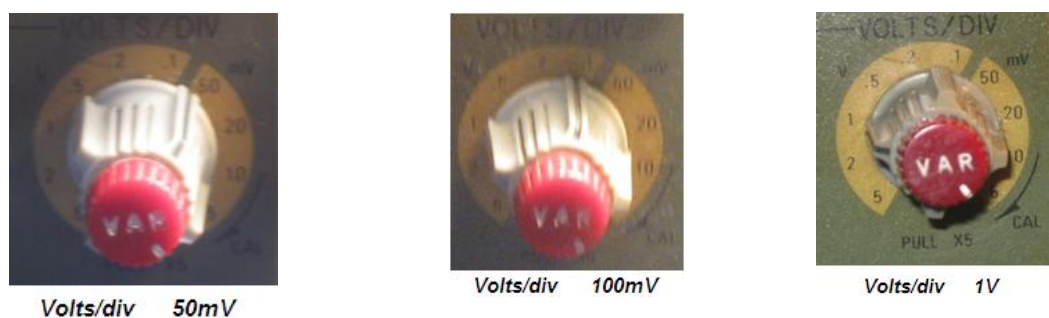
Las siguientes son las imágenes de la señal de salida, obtenidas al variar la ganancia y por consiguiente su amplitud, a una frecuencia fija de 1KHz. Las mismas deben ser obtenidas por el usuario. En caso contrario, se ha de reajustar la resistencia del potenciómetro de ganancia **VR** que se vea implicado.

### **$VR_f \Omega$ (Valores de calibración)**

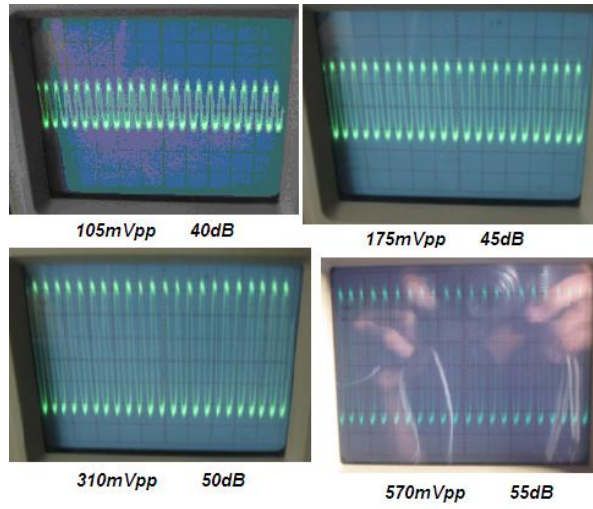
A continuación, se muestran las imágenes obtenidas. Se empezó con 15 dB debido a que las intensidades menores apenas son percibidas por el osciloscopio, y se puede extraer información alguna de las imágenes producidas por tales señales.



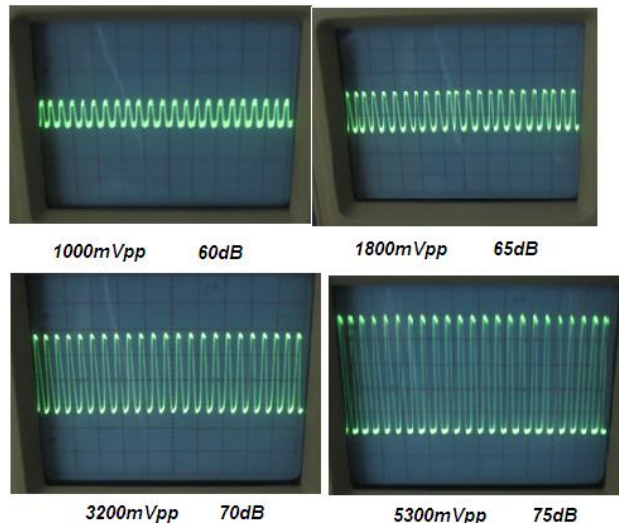
### **Reajuste de los controles del osciloscopio**







**Reajuste de los controles del osciloscopio para visualizar las señales**





## **CAPITULO 3. GUIA DE LABORATORIO – AUDIOMETRO DIGITAL**

### **INTRODUCCIÒN**

Es determinante en el ser humano que la salud es un ámbito que repercute indiscutiblemente en la calidad de vida, por tanto limita o posibilita la capacidad que las personas tienen para realizar diferentes actividades. Además, las enfermedades se complican con el paso del tiempo y atacan con mas frecuencia por lo que los profesionales en el campo de la salud luchan para contrarrestar sus efectos trabajando conjuntamente con la medicina, permitiendo tratamientos que sean viables y ejecutables.

Uno de los obstáculos para la generalización de su uso es el alto costo que suelen tener los dispositivos, lo cual sumado a la mercantilización de la salud, hace inviable su utilización en muchos de los lugares en donde serían de gran ayuda. Es por eso que se hace promisorio el encontrar medios menos costosos para realizar las mismas funciones, en cuanto sea posible.

En este laboratorio se realiza un breve, pero completo análisis del funcionamiento de un Audiómetro digital, cuyo uso permite encontrar falencias en la capacidad auditiva de las personas, descartar las sospechas de las mismas, verificar el resultado de las cirugías en el oído y/o diagnosticar su realización, entre otras cosas. Es un dispositivo que realiza las funciones básicas de un Audiómetro, pero con dispositivos de fácil consecución en el comercio Nacional.

### **OBJETIVOS**

#### **General**

Revisar el manual técnico y de calibración, en donde se explica el funcionamiento, descripción de tarjetas, manejo de las variables de frecuencia

y ganancia en dB y calibración del Audiómetro Digital, así como la presentación de la guía de laboratorio tanto para el Docente como para el estudiante, lo que permite determinar posteriormente los resultados arrojados por el examen audiométrico realizado al paciente

### **Específicos**

- Entender la interrelación Hombre - máquina de acuerdo a la patología que pueda tener el paciente y al manejo tanto operativo, como, psicológico que realice el operario con el dispositivo y el manejo médico o paramédico con el paciente, basado en la experiencia
- Realizar un examen audiométrico por vía aérea completo, con el fin de completar la guía de laboratorio que sirva de apoyo al Docente, para el desarrollo de la práctica.
- Al realizar el examen audiométrico, el Docente debe buscar el ambiente propicio ( sin ruidos o perturbaciones de audio externas ), que permitan lograr resultados objetivos, lo que permiten arrojar resultados que sean verídicos.
- Analizar los resultados de la Audiometría para la posterior determinación del estado auditivo del sujeto objeto del examen por parte de un especialista.

### **3.1 DEFINICIONES :**

**Intensidad.** Es la característica del sonido por la cual el oído distingue sonidos fuertes de sonidos débiles. La intensidad está relacionada con la cantidad de energía que transporta una onda sonora en la unidad de tiempo a través de la unidad de superficie [10].

**Tono:** Es otra característica relacionada con la percepción del sonido y corresponde a un sonido de mayor o menor frecuencia, es decir el oído de una persona puede distinguir sonidos graves y agudos por tanto cuanto mayor sea

la frecuencia, el sonido es agudo y si la frecuencia es baja el tono será grave [11].

**Audiometría:** Examen que cifra las pérdidas auditivas y determina la magnitud de éstas en relación con las vibraciones acústicas.

La realización de la prueba consiste en determinar, mediante el envío de tonos a través del audiómetro, la intensidad mínima a la que el paciente percibe el tono puro para la frecuencia estudiada. Esta intensidad es conocida como "umbral auditivo" [12].

El procedimiento se repite para cada una de las frecuencias y para cada oído [12].

**Ruido:** Se define como una señal ajena a la señal de estudio, provocando errores en el sistema de medida [13].

**Interferencia:** Señales externas a nuestro sistema, que pueden seguir una evolución temporal en el tiempo y espacio [13].

**Acúfeno:** Alucinación auditiva [14].

### 3.2 REQUERIMIENTOS PREVIOS

Familiarícese con el audiómetro digital. Lea el manual técnico, en donde encontrará la teoría, especificaciones técnicas del equipo, sus partes y operación del mismo.

Antes de realizar la audiometría tonal el paciente no debe tener anomalías o alteraciones en el conducto auditivo externo que puedan condicionar el resultado del examen.

Los siguientes son los requerimientos generales que se deben cumplir para realizar una Audiometría correctamente.

### **3.2.1 Fisiológicos.**

- El paciente debe de tener un descanso auditivo (tiempo de no exposición a ruido) entre 8 y 16 horas. De lo contrario, las gráficas obtenidas no serían reales y se podrían diagnosticar hipoacúsias cuando en realidad se estuviera ante pérdidas temporales del umbral (Fatiga). Legalmente, este período se limita a 15 minutos. La norma ISO 6189.1983 recomienda que el sujeto a explorar lleve protectores auditivos el día del test e incluso el día anterior y sugiere la no exposición a ruidos elevados.
- Otro factor fisiológico del paciente que debe tenerse en cuenta, es la percepción de estímulos por el oído no explorado. Es lo que se denomina: audición cruzada (MASKING) lo cual también daría una curva audiométrica falsa.

### **3.2.2 De procedimiento.**

Según sea el procedimiento personal para la realización de la prueba, el resultado de la audiometría puede variar considerablemente, por lo que debe seguir paso a paso con lo siguiente:

- El paciente no debe ver la manipulación del audiómetro.
- Dar una instrucción al paciente de lo que debe y de lo que no debe hacer mientras dure la prueba, por ejemplo:
  - Explicación de los tonos que va a oír.
  - Que levante la mano cuando oiga el sonido, aunque lo oiga "muy lejos", pero que esté seguro de oírlo.
  - Que no efectúe movimientos corporales, gestos, risa, toz.
  - Comprobar que ha comprendido la instrucción.
  - Tener en cuenta la existencia de acúfenos por parte del explorado para la utilización de tonos discontinuos o modulados.
- Por último, es conveniente empezar la exploración por el oído de mejor sensibilidad auditiva, pues así identificará mejor los tonos. El estudio se

inicia buscando el umbral por vía aérea ( conducto auditivo externo ). La respuesta al estímulo se verificará un mínimo de 2 veces.

### **3.2.3 Psicológicos.**

- **Del examinador:** El operario del audiómetro, no debe prejuzgar nunca la capacidad auditiva del examinado, aunque la historia clínica o el contacto personal lleven a ello.
- **Del paciente:** La simulación de diversas patologías o la mala colaboración son causa de error en la exploración. La experiencia del operario evita muchas veces un resultado inexacto aunque también existen pruebas objetivas para desenmascarar la manipulación.

## **3.3 PRACTICA DE LABORATORIO**

Para realizar la práctica de Audiometría por vía aérea, y el posterior análisis de los resultados, cerciórese del buen funcionamiento del Audiómetro digital, en cuanto al nivel de ganancia en dB y la frecuencia que va a seleccionar, de acuerdo a los requerimientos previos descritos anteriormente.

### **3.3.1 Procedimiento**

#### **3.3.1.1 Examen Audiométrico**

Realice un examen audiométrico por vía aérea, para lo cual es necesario un estudiante dispuesto a servir de paciente. Este examen requiere por parte de esta persona, de un total estado de conciencia y disposición. Como mínimo son necesarias dos personas: El paciente y el operario del dispositivo. No es recomendable que una misma persona realice las dos funciones a la vez.

Antes y durante la realización de la audiometría tonal por vía aérea, debe seguir las siguientes recomendaciones:

- Que el paciente al cual se le va a realizar el examen, tenga un descanso auditivo (tiempo de no exposición a ruido) entre 8 y 16 horas. De lo contrario, las gráficas obtenidas no serían reales y se podrían diagnosticar fallas auditivas cuando en realidad se estuviera ante pérdidas temporales del umbral (Fatiga), o bien se pueden descartar erróneamente problemas que en realidad si existen.
- Quien realiza la audiometría no debe prejuzgar nunca la capacidad auditiva del examinado, aunque los antecedentes y el contacto personal lleven a ello.
- El estudiante que sirve como paciente no debe ver la manipulación del audiómetro, ni efectuar movimientos corporales durante la audiometría. El paciente, debe sentarse cómodamente y colocarse los auriculares. El ambiente debe ser lo menos ruidoso posible.

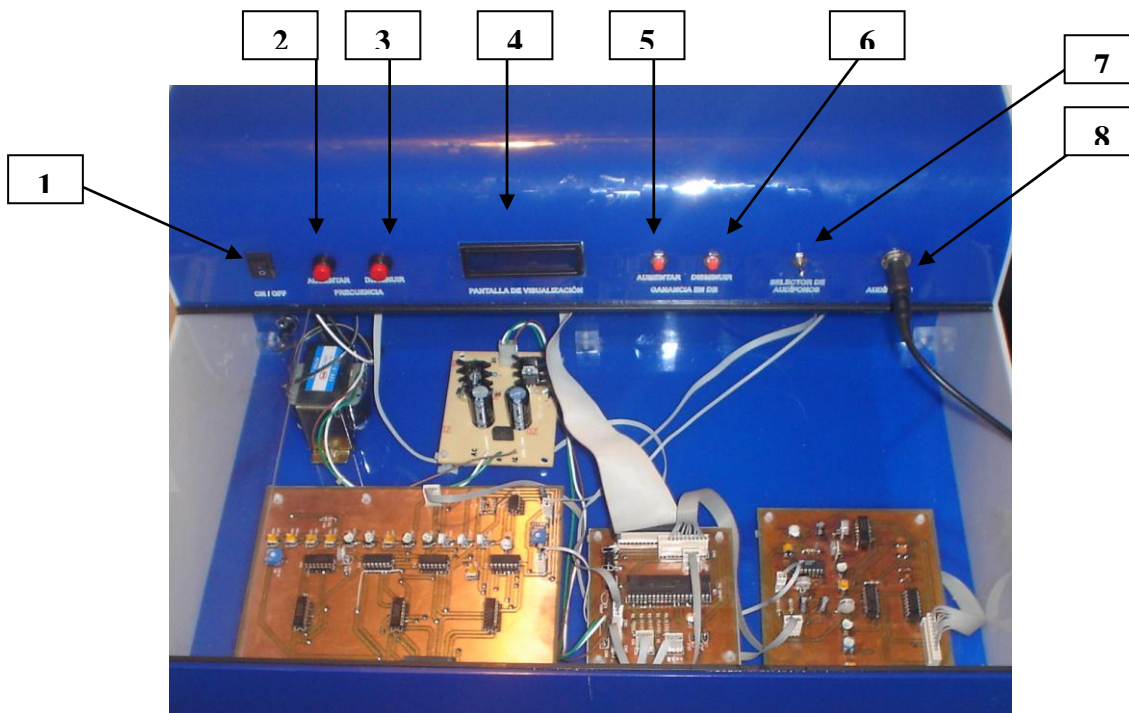
### **3.3.1.2 Procedimiento de la audiometría**

La audiometría se hace para un oído del paciente en particular. Esto quiere decir que se realizarán dos audiometrías por paciente, una audiometría por cada oído.

Quien realice la audiometría le presentará al estudiante que haga las veces de paciente una serie de sonidos de menor a mayor intensidad, teniendo este último que levantar la mano cada vez que lo oiga. La primera intensidad reconocida determinará nuestro umbral de audición ( en dB ), para esa frecuencia en concreto.

## PARTES DEL AUDIOMETRO DIGITAL

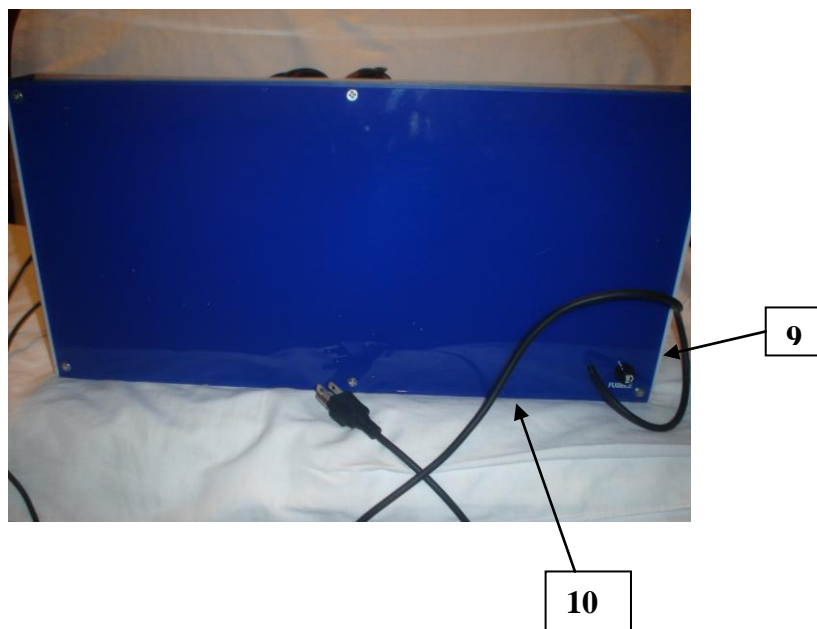
### Panel frontal:



1. Interruptor de ON/OFF
2. Interruptor para aumentar frecuencia en Hz
3. Interruptor para disminuir frecuencia en Hz
4. Pantalla en donde se visualiza la frecuencia en HZ y la ganancia en dB
5. Interruptor para aumentar ganancia en dB
6. Interruptor para disminuir ganancia en dB
7. Selector de audífono izquierdo o derecho
8. Conector de los audífonos

### Panel posterior:

9. Fusible ( 250 mA)
10. Cable de voltaje VAC



### Pasos a seguir:

1. Prenda el audiómetro oprimiendo del botón 1 del panel frontal
2. En la pantalla aparece “ **NO HAY TONO**”, aumente la ganancia y la frecuencia a utilizar y aparecerá en la pantalla los valores seleccionados.
3. Seleccione la frecuencia de la señal de salida en 1000Hz y la intensidad en 40dB. Luego disminuya la ganancia hasta 0dB. Aumente la intensidad ( en dB ) de la señal paulatinamente y registre en la tabla del numeral 6, el valor en dB al cual el paciente asegura percibir el sonido por primera vez. Compruebe este valor mediante el método de encuadramiento explicado con anterioridad.
4. Varíe la frecuencia a 2000 Hz, y ubique la intensidad en un valor 10dB más pequeño que el Umbral encontrado en 1000Hz. Explore esta frecuencia siguiendo la misma metodología ascendente.
5. Continúe la exploración de las frecuencias más agudas, es decir, 4000Hz, 8000Hz y 12000Hz.
6. Compruebe el umbral hallado para la frecuencia de 1000Hz. Es decir realice de nuevo el punto 1. Si los dos valores no coinciden, realice de nuevo los pasos 2,3 y 4.



7. Ahora proceda a explorar las frecuencias graves. En este caso el procedimiento se hará en modo descendente, determinando primero el umbral para 500Hz, y luego para 250 y 125Hz.
8. Consigne los resultados obtenidos en la siguiente tabla:

Frecuencia Explorada (Hz)	Umbral de Audición (dB)
125	
250	
500	
1000	
2000	
4000	
8000	
12000	

9. Realice el Audiograma descriptivo de esta audiometría en particular.

AUDIOGRAMA									
NOMBRE				FECHA				HISTORIA	
<b>PERDIDA EN DECIBELES</b>	dB								
	0								
	5								
	10								
	15								
	20								
	25								
	30								
	35								
	40								
45									
50									
55									
60									
65									
70									
75									
		125	250	500	1000	2000	4000	8000	12000
<b>FRECUENCIA</b>									

	OÍDO IZQUIERDO	OÍDO DERECHO
	AZUL	ROJO
A.E.R.A.	X	0
A.M.A. % PERDIDA AUDITIVA		
O.I.	O.D.	AMB.O.
O.I.		
O.D.		
S.R.T.		
M.C.L.		
T.D.		

10. Realice la audiometría para el otro oído, repitiendo todos los pasos anteriores.

### 3.4 INTERPRETACIÓN DE LA AUDIOMETRIA

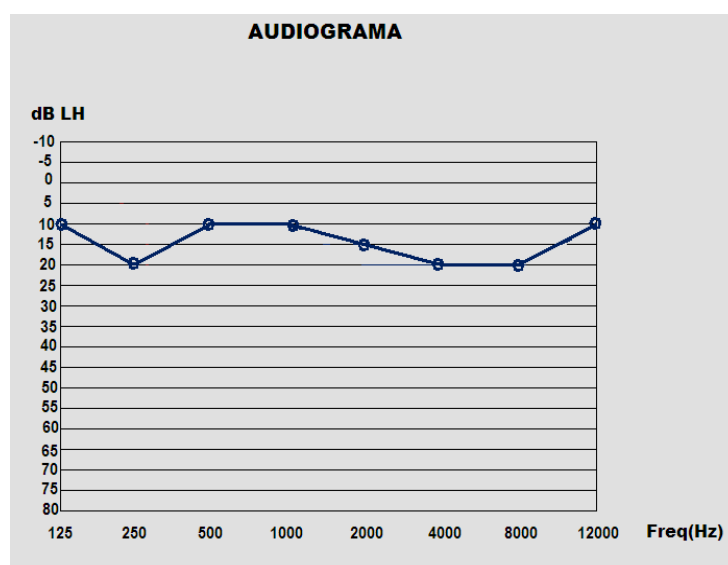
#### 3.4.1 Audiogramas.

Los resultados de la prueba se recogen en dos gráficos, uno por cada oído denominados audiogramas. Estas gráficas expresan a qué intensidad oye la persona explorada en una determinada frecuencia. La intensidad de sonido se mide en decibelios ( dB ). Una pérdida de hasta 20 decibelios por debajo de la línea de referencia cero, puede incluso considerarse normal. Cada vía explorada se representa uniendo los puntos de frecuencia Vs ganancia, lo que arroja una línea en el audiograma.

La Figura 28, representa un audiograma completo del oído derecho de un sujeto normal.

Siempre que en la gráfica audiométrica no exista ningún umbral superior a 25 dB se considera que la audiometría está dentro de los límites de normalidad; de no ser así, debe realizar otro procedimiento más especializado ( se deberá explorar la vía ósea ), el cual no se realiza con este equipo. **El examen audiométrico se limitará a explorar únicamente la vía aérea.**

**Figura 28. Audiograma de una persona con audición normal.**



**Fuente:** Realizada por el autor.

### 3.4.2 Diagnóstico de pérdida auditiva.

Cuando no se cumplen las condiciones para una audiometría normal, mencionadas previamente, pueden presentarse algunas de las situaciones descritas a continuación.

#### Valores de referencia.

La pérdida auditiva o hipoacusia, se clasifica en función de la localización de la lesión como hipoacusia de conducción, hipoacusia de percepción y mixta. Pero también puede clasificarse dependiendo del grado de severidad de la pérdida auditiva.

Se considera como normal una audiometría, cuando las vías aérea y ósea están entre 0 y 20 decibelios, encontrándonos con los siguientes grados:

- **Pérdida de audición mediana.** Umbral entre los 25 y los 45 decibelios. Estas personas tienen cierta dificultad para escuchar o entender lo que se les está hablando a cierta distancia o en ambientes con cierto nivel de ruido de fondo
- **Pérdida de audición moderada.** Umbral entre los 45 y los 65 decibelios. Imposibilidad de seguir una conversación normal si existe ruido de fondo, puede ser manifiesto cierto grado de aislamiento.
- **Pérdida auditiva severa.** Umbral entre 65 y 85 decibelios. Dificultad para escuchar lo que se les está diciendo prácticamente en todas las situaciones.
- **Pérdida auditiva profunda.** Umbral por debajo de los 85 decibelios. No perciben ningún tipo de sonido a su alrededor, aunque se les grite.

### 3.4.3 Cuestionario

1. Al analizar los audiogramas resultantes, cual es su sensibilidad y en que grado la puede evaluar, de acuerdo al diagnóstico de su capacidad auditiva.

2. Por cual oído oye mejor según los audiogramas.
3. Que sucede cuando el examen es realizado en un ambiente ruidoso.
4. ¿Qué sucede si el manejo del audiómetro es realizado por el mismo paciente?
5. ¿Por qué es importante que el paciente no observe la manipulación del dispositivo mientras se realiza el examen?
6. Investigue por qué 1mV es referenciado como una intensidad de 0dB. ( Revise el manual técnico del audiómetro ).
7. Investigue cada cuanto tiempo debe hacerse la calibración de los equipos biomédicos.
8. Describa brevemente el proceso de formación de la señal en el audiómetro.

## **CAPITULO 4. RESULTADOS OBTENIDOS Y ANALISIS DE FUNCIONAMIENTO DEL AUDIMETRO DIGITAL**

En este capítulo, se presentan los audiogramas realizados a cuatro pacientes ( según la ética médica, restringe el nombre e identificación de los mismos ), mostrando gráficamente en los audiogramas realizados, la respuesta, de acuerdo al protocolo descrito el en capítulo 3, los que permiten obtener datos que determinan el funcionamiento del equipo.

Queda pendiente que un especialista en la materia realice el diagnóstico y determine la patología de cada uno de los pacientes.

### **Ejercicio Audiométrico Número 1.**

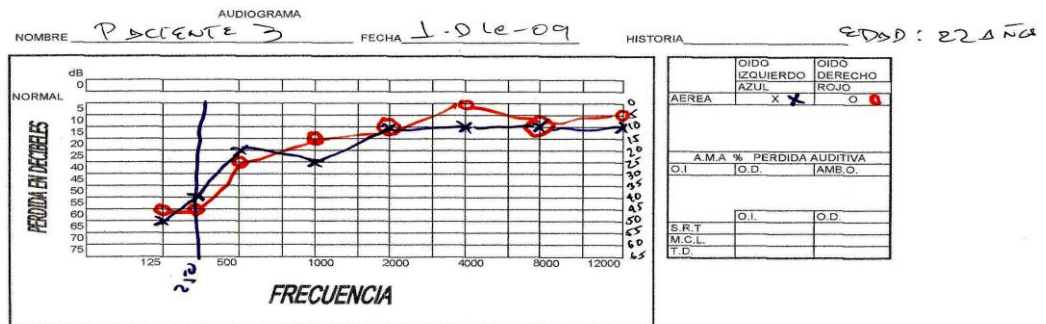
Realizado a paciente de: 22 años

Estado anatómico y fisiológico: Normal

Lugar: Bogotá

Respuesta a la audiometría:





## Ejercicio Audiométrico Número 2.

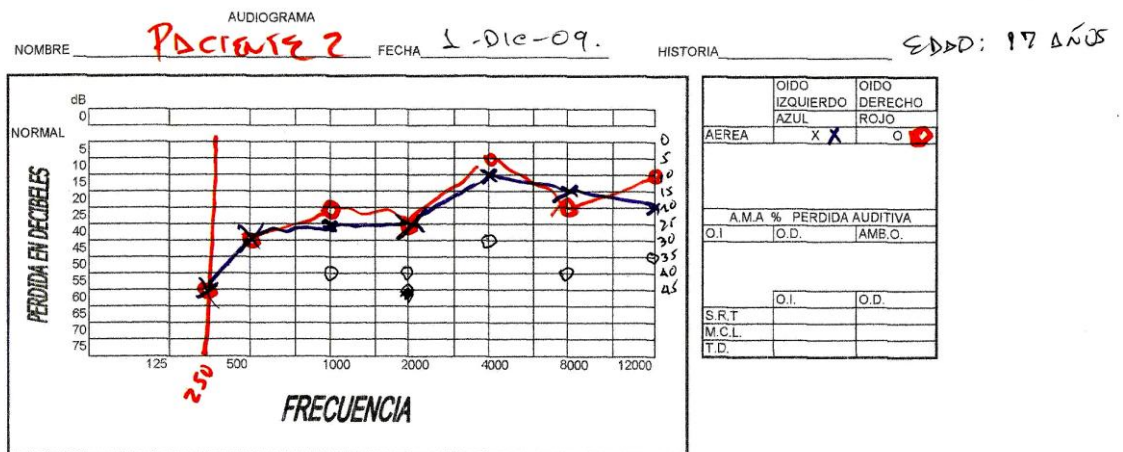
Realizado a paciente de: 17 años

Estado anatómico y fisiológico: Normal

Lugar: Bogotá

Respuesta a la audiometría:





### Ejercicio Audiométrico Número 3.

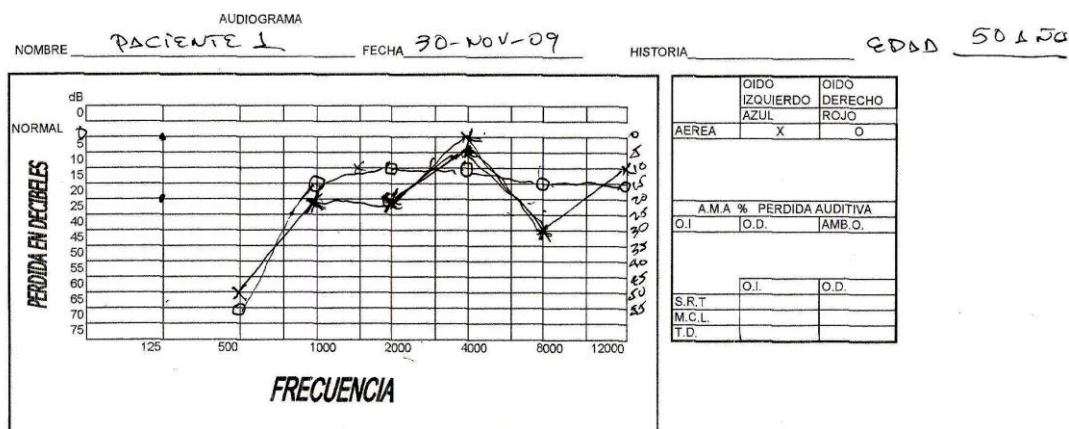
Realizado a paciente de: 50 años

Estado anatómico y fisiológico: Normal

Lugar: Bogotá

Respuesta a la audiometría:





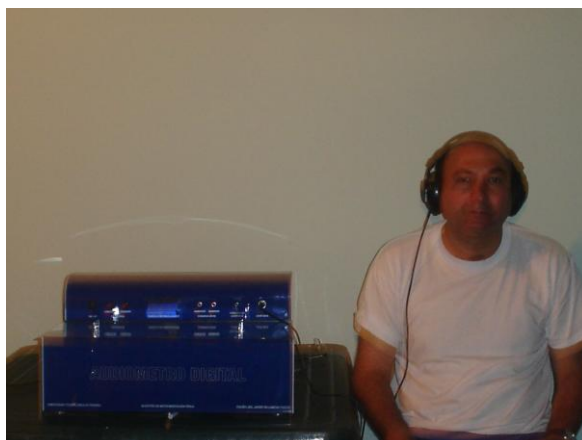
#### Ejercicio Audiométrico Número 4.

Realizado a paciente de: 48 años

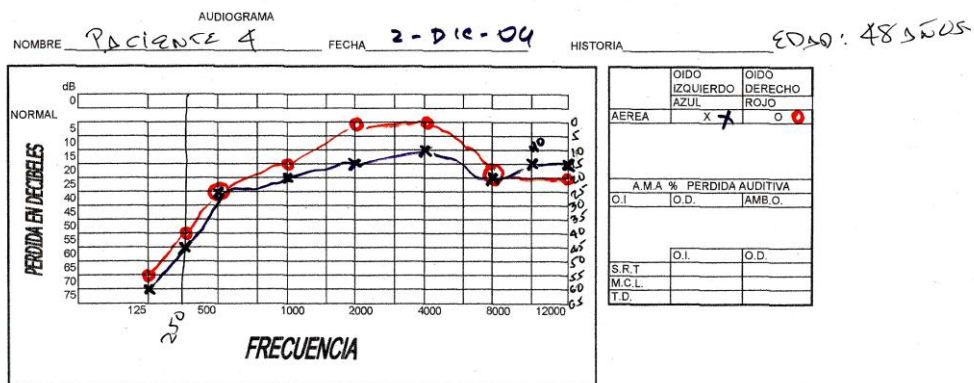
Estado anatómico y fisiológico: Normal

Lugar: Bogotá

Respuesta a la audiometría:







### RESUMEN RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS AUDIOMETRIAS

PACIENTE	AUDICION NORMAL 0-20 Db	PERDIDA AUDITIVA LIGERA 20 – 40 dB	PERDIDA AUDITIVA MODERADA 40 – 55 dB	PERDIDA AUDITIVA MODERADA A SEVERA 55 – 70 Db
PACIENTE 1	1 A 12 KHz	500 Hz		250 A 125 Hz
PACIENTE 2	3 A 12 KHz	500Hz A 2 KHz	250 Hz	125 Hz
PACIENTE 3	1 A 12 KHz		500 Hz	250 A 125 Hz
PACIENTE 4	500 Hz A 12 KHz		250 Hz	125 Hz

## CONCLUSIONES

1. Para el desarrollo del audiómetro digital se ha contado con especialistas en audiometría, “ Doctor Carlos Vergara”, Ing. Humberto Saavedra, Empresario y gestor de desarrollos en audiómetros digitales, lo que permitió investigar y lograr el diseño experimental “de inicio” y posteriormente, encausar esos conocimientos para iniciar las etapas de análisis y construcción de este proyecto.
2. Se requiere de conocimientos previos, como los adquiridos en la Maestría de Instrumentación física de la Universidad Tecnológica de Pereira. Para poder llevar a cabo el desarrollo tanto de recurso bibliográfico, físico, anatómico y de diseño
3. Es necesario conocer y manejar los niveles de ganancia en dB y frecuencias que se aplican a los pacientes, sino, implicaría un riesgo anatómico y funcional lo que causaría serios daños en la audición.
4. Es de anotar, que el factor humano que Colombia genera a través de entes sapientes en el tema tratado, inducen al conocimiento y generación de tecnología propias que se pueden mostrar al país con recursos propios.
5. El dispositivo que se diseñó y realizó, sirve como laboratorio funcional de pruebas de laboratorio en audiometría, brindando confiabilidad en el manejo tanto del equipo para evitar riesgos con el paciente, como para la seguridad del mismo.
6. Es indispensable tener en cuenta los pasos a seguir en la guía del laboratorio de la audiometría para evitar consecuencias posteriores
7. En caso de dudas respecto al equipo, es necesario consultar con los expertos que dirigen y enseñan las asignaturas de biomédica en la Universidad ya que se cuenta con personal idóneo (médicos,

paramédicos e ingenieros, físicos, laboratoristas) dispuestos a dar respuesta a cualquier inquietud o conocimiento.

## RECOMENDACIONES

1. El audiómetro digital es un dispositivo para desarrollar prácticas de laboratorio siempre y cuando el que lo va a operar esté con la ayuda de un experto y con el conocimiento previo de la anatomía y fisiología del oído y del comportamiento humano, patología y manejo paciente.
2. Es recomendable que la persona que vaya a manejar el equipo tenga un conocimiento previo de él. Leer el manual técnico del equipo, el manejo de las variables: frecuencia y ganancia en dB, en caso de duda permitir la intervención de un especialista del área.
3. Revisar el voltaje de alimentación que sea a 120 Vac, 60 HZ.
4. No aplicar audífonos al paciente hasta que esté seguro de las variables y el procedimiento paciente – equipo a realizar
5. Para el caso de falla o calibración, lea y siga el manual técnico y de calibración del equipo.
6. Sino tiene los conocimientos previos tanto anatómicos, fisiológicos, técnicos del equipo, operación del mismo no lo haga en ausencia de un experto.
7. Desarrollar como parte de otro proyecto, el software que permita hacer el registro gráfico de la respuesta del paciente en un computador.
8. Utilizar las nuevas tecnologías para minimizar costo, espacio, tiempo y desarrollo personal - científico.
9. Una vez se desarrolla un prototipo, buscar medios de comercialización del producto.
10. Hacer posteriormente trazabilidad con un equipo patrón con el fin de dar un grado de confiabilidad del equipo de un 100%.

11. Mejorar este prototipo que de seguro ayudará al desarrollo del país y de la región y posiblemente campo de empleo para otras generaciones, que avanzan a pasos agigantados para el bien de la comunidad mundial.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] [www.gratisweb.com/cvallecor/Introduccion.htm](http://www.gratisweb.com/cvallecor/Introduccion.htm)
- [2] [www.medel.com/spanish/01\\_About\\_Hearing/01\\_The\\_Anatomy\\_of\\_the\\_Ear.php?navid=2](http://www.medel.com/spanish/01_About_Hearing/01_The_Anatomy_of_the_Ear.php?navid=2)
- [3] [http://www.medel.com/spanish/01\\_About\\_Hearing/01\\_The\\_Anatomy\\_of\\_the\\_Ear.php?navid=2](http://www.medel.com/spanish/01_About_Hearing/01_The_Anatomy_of_the_Ear.php?navid=2)
- [4] <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/WebEstudiantes/2006II/Audiometro/descana.htm>
- [5] <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/WebEstudiantes/2006II/A...>
- [6] [http://www.medel.com/spanish/01\\_About\\_Hearing/03\\_Hearing\\_Los](http://www.medel.com/spanish/01_About_Hearing/03_Hearing_Los)
- [7] <http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/apuntesotorrino/audiometria.html>
- [8] <http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/apuntesotorrino/audiometria.html>
- [9] [http://www.medel.com/spanish/01\\_About\\_Hearing/04\\_The\\_Audiogram.php?navid=2](http://www.medel.com/spanish/01_About_Hearing/04_The_Audiogram.php?navid=2) medical electronic.
- [10] [www.scribd.com/doc/.../TALLER-DE-FISICA-sonido](http://www.scribd.com/doc/.../TALLER-DE-FISICA-sonido)
- [11] [www.utp.edu.co/php/revistas/.../docsFTP/16291119-124.pdf](http://www.utp.edu.co/php/revistas/.../docsFTP/16291119-124.pdf)
- [12] [www.avantec.com.ve/eaudiometrico.html](http://www.avantec.com.ve/eaudiometrico.html)
- [13] [dac.escet.urjc.es/PFC/cristina.../node21.html](http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina.../node21.html)
- [14] [sisbib.unmsm.edu.pe/.../v06.../neuroanal\\_aluc.htm](http://sisbib.unmsm.edu.pe/.../v06.../neuroanal_aluc.htm)

## **BIBLIOGRAFIA DE CONSULTA**

GALLEGO BECERRA Hugo, Labview y los microcontroladores a la vanguardia de la audiometría. Scientia técnica Edición No 34, Mayo 2007, pág 523 a 528.

GALLEGO BECERRA Hugo, Audiómetro computarizado una alternativa para la medición de problemas auditivas, Risaralda ciencia y tecnología, volumen 1, No 3, pág 19 y 20, 1990.

STEVENS Alan y STEVEN LOWE James. Histología Humana. Editorial Isevier. Tercera edición. Madrid-España. 2006.

JUNQUEIRA Luiz Carlos y CARNEIRO José . Histología Básica . Editorial Masson, Quinta edición. Barcelona-España. 2000.

NORTON Canfield y BARANEK Leo. Los Defectos Auditivos y Acustica. Editorial H.A.S.A.

BERJEIJK Pierce y E. David. Las ondas y el oído. Editorial Eudeba. Noise. Rupert Taylor Pelikan Books, 1979.

ORTEGA, M. R., Lecciones de Física. Mecánica 4. M.R. Ortega. Córdoba. 1992.

STROTHER, G.K., Física aplicada a las ciencias de la salud, Mcgraw-Hill, Bogotá 1977.

PALACIOS, J., Física para Médicos, 4ª Ed. Editorial Hernando, Madrid 1952.

RECUERO LÓPEZ, M., Acústica, Ec. Universitaria Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones. Madrid 1983.

LYBARGER, S.F., Earmold Acoustics, Audecibel, Winter, 1967.

PORTMANN Y PORTMANN, Audiometría Clínica, Toray-Masson S.A., Barcelona 1979.

LABELLA, T. y LOZANO, A., Manual de Audiometría, Garsi S.A., Madrid 1988

GUYTON, C.G. and HALL, J.E. Tratado de Fisiología Médica. 11ª Edición. Elsevier, 2006.

DESPOPOULOS, A. and SILBERNAGL, S. Atlas de Fisiología. 5ª Edición. Harcourt, Madrid, 2001.

RUZA, F, Correa, M. Fisiología aplicada. En: Ruza F, Tratado de cuidados intensivos pediátricos. 3ª edición. Madrid: Ediciones Norma-Capitel; pag. 205-217. 2003

CARL Joseph J. y BROWN John M. Introduction to Biomedical Equipment Technology. Editorial Prentice Hall. Tercera Edición. 2000

CROMWELL F. J. Weibell y otros. Instrumentación y Medidas Biomédicas. Editorial Marcombo.

[www.medspain.com\curso\\_ekg\leccion06.htm](http://www.medspain.com\curso_ekg\leccion06.htm), 2008

[http://www.medel.com/spanish/30\\_Products/EAS/index.php](http://www.medel.com/spanish/30_Products/EAS/index.php), 2008

[http://www.texasheartinstitute.org/HIC/anatomy\\_Esp/anato\\_sp.cfm](http://www.texasheartinstitute.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm)

<http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdguanabo/cap10.pdf>

<http://www.ate.uniovi.es/8695/documentos/clases%20pdf/todo%20anatomia%20y%20fisiolog%EDa.pdf>

<http://www.ate.uniovi.es/8695/documentos/clases%20pdf/todo%20anatomia%20y%20fisiolog%EDa.pdf>



## **ANEXOS**

**ANEXO A MANUAL DE PROCEDIMIENTOS EN SEGURIDAD  
ELÉCTRICA PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN  
BIOMÉDICA**

**ANEXO B PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR PIC  
16F877A**

```

LIST P=16F877A
    #INCLUDE "P16F877A.INC"
    __CONFIG 3F79

```

```

UNIDADES EQU 0x20
DECIBELES EQU 0X21
FRECUENCIA EQU 0X22
INFO EQU 0X25
INFO1 EQU 0X26
INFO2 EQU 0X27
INFO3 EQU 0X28
INFO4 EQU 0X29
CONTA EQU 0X2A
CONTA1 EQU 0X2B
CONTA2 EQU 0X2C

CONTROL EQU 0X2D
CONTROL2 EQU 0X2E
LCD_VAR EQU 0X2F
CBLOCK LCD_VAR
        LCD_TEMP_2
        LCD_TEMP_1
        DATO
    ENDC

```

```

ORG 0
GOTO INICIO
ORG 5

```

```

INICIO                                clrf    STATUS
                                      call    UP_LCD                ;Configura el
pic para el uso del LCD
                                      bsf     STATUS,RP0          ;Banco 1
                                      movlw   b'10000111'
                                      movwf   OPTION_REG
                                      movlw   0X06                ;inicializa PORTA como
digital
                                      movwf   ADCON1
                                      movlw   0x33
                                      movwf   TRISA
                                      clrf    TRISD
                                      bcf     TRISC,4
                                      bcf     TRISC,5
                                      bcf     TRISC,6
                                      bcf     TRISC,7

```

```

                                bcf          STATUS,RP0                ;Banco 0

                                clrf    DECIBELES
                                clrf    FRECUENCIA
                                call    LCD_INI                        ;Inicializa el LCD
                                call    BORRA_Y_HOME
                                call    DISPLAY_ON_CUR_OFF
                                call    D200MS
                                GOTONO_PRESIONADO

LIMPIEZA    addwf PCL,F
                                DT ".      "

NO_TONO     addwf PCL,F
                                DT ".ONOT YAH ON"

IZQUIERDO  addwf PCL,F
                                DT ".ODREIUQZI ODIO"

DERECHO     addwf PCL,F
                                DT ".OHCERED ODIO"

F125HZ      addwf PCL,F
                                DT ".zH521 :CERF"

F250HZ      addwf PCL,F
                                DT ".zH052 :CERF"

F500HZ      addwf PCL,F
                                DT ".zH005 :CERF"

F1000HZ     addwf PCL,F
                                DT ".zH0001 :CERF"

F2000HZ     addwf PCL,F
                                DT ".zH0002 :CERF"

F4000HZ     addwf PCL,F
                                DT ".zH0004 :CERF"

F8000HZ     addwf PCL,F
                                DT ".zH0008 :CERF"

F12000HZ    addwf PCL,F
                                DT ".zH00021 :CERF"

#include "LCD877.H"

```

NO_PRESIONADO	movlw 0X80		;Primera posicion de
primera fila			
	call LCD_REG		
	movlw b'00000110'		;Entry Mode Set,
Inc cursor			
	call LCD_REG		
	movlw 0x0B		
	movwf CONTA		
MENSAJE1	movfw CONTA		
	call NO_TONO		
	call LCD_DATO		
	decfsz CONTA,F		
	goto MENSAJE1		
;TECLAS			
;			
QUESTION_1	btfss PORTA,0		
	goto QUESTION_2		
	goto ANSWER_1		
QUESTION_2	btfss PORTA,1		
	goto QUESTION_3		
	goto ANSWER_2		
QUESTION_3	btfss PORTA,4		
	goto QUESTION_4		
	goto ANSWER_3		
QUESTION_4	btfss PORTA,5		
	goto QUESTION_1		
	goto ANSWER_4		
PREVIEW	call RETARDO		
	goto QUESTION_1		
ANSWER_1	incf FRECUENCIA,F		
	movlw 0X09		
	subwf FRECUENCIA,W		
	btfss STATUS,Z		
	goto OSCILAR		
	movlw 0X01		
	movwf FRECUENCIA		
	goto OSCILAR		
ANSWER_2	decf FRECUENCIA,F		
	movlw 0X00		
	subwf FRECUENCIA,W		
	btfss STATUS,Z		
	goto OSCILAR		
	movlw 0X08		
	movwf FRECUENCIA		
	goto OSCILAR		

ANSWER_3	movlw 0x0C incf DECIBELES movlw 0X11 subwf DECIBELES,W btfss STATUS,Z goto GANANCIA movlw 0X01 movwf DECIBELES goto GANANCIA
ANSWER_4	decf DECIBELES movlw 0X00 subwf DECIBELES,W btfss STATUS,Z goto GANANCIA movlw 0X10 movwf DECIBELES goto GANANCIA
OSCILAR	movlw 0x01 subwf FRECUENCIA,W btfsc STATUS,Z goto FRECUENCIA1 movlw 0x02 subwf FRECUENCIA,W btfsc STATUS,Z goto FRECUENCIA2 movlw 0x03 subwf FRECUENCIA,W btfsc STATUS,Z goto FRECUENCIA3 movlw 0x04 subwf FRECUENCIA,W btfsc STATUS,Z goto FRECUENCIA4 movlw 0x05 subwf FRECUENCIA,W btfsc STATUS,Z goto FRECUENCIA5 movlw 0x06 subwf FRECUENCIA,W btfsc STATUS,Z goto FRECUENCIA6 movlw 0x07 subwf FRECUENCIA,W btfsc STATUS,Z goto FRECUENCIA7

```

movlw      0x08
subwf FRECUENCIA,W
btfsc STATUS,Z
goto  FRECUENCIA8
movlw 0X08
movwf FRECUENCIA
goto  OSCILAR

```

```

GANANCIA  movlw 0X01
          subwf DECIBELES,w
          btfsc STATUS,Z
          goto  DB_0

```

```

movlw 0X02
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto  DB_5

```

```

movlw 0X03
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto  DB_10

```

```

movlw 0X04
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto  DB_15

```

```

movlw 0X05
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto  DB_20

```

```

movlw 0X06
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto  DB_25

```

```

movlw 0X07
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto  DB_30

```

```

movlw 0X08
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto  DB_35

```



```

movlw 0X09
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_40

```

```

movlw 0X0A
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_45

```

```

movlw 0X0B
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_50

```

```

movlw 0X0C
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_55

```

```

movlw 0X0D
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_60

```

```

movlw 0X0E
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_65

```

```

movlw 0X0F
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_70

```

```

movlw 0X10
subwf DECIBELES,w
btfsc STATUS,Z
goto DB_75

```

```

movlw 0x10
movwf DECIBELES
goto GANANCIA

```

```

DB_0 bcf PORTC,4
      bcf PORTC,5
      bcf PORTC,6
      bcf PORTC,7

```

```

        call    GAN1
        goto    PREVIEW

GAN1 call    LIMPIAR2
        movlw  0X80
        call    LCD_REG
        movlw  0X09
        movwf   CONTA
MEN9 movfw   CONTA
        bsf     PCLATH,3
        call    POTENCIA
        bcf     PCLATH,3
        call    LCD_DATO
        decfsz  CONTA,F
        goto    MEN9

        movlw  0X8B
        call    LCD_REG
        movlw  0X04
        movwf   CONTA
MEN10 movfw   CONTA
        bsf     PCLATH,3
        call    GAN_1
        bcf     PCLATH,3
        call    LCD_DATO
        decfsz  CONTA,F
        goto    MEN10
        return

DB_5 bsf     PORTC,4
        bcf     PORTC,5
        bcf     PORTC,6
        bcf     PORTC,7
        call    GAN2
        goto    PREVIEW

GAN2 movlw  0X8B
        call    LCD_REG
        movlw  0X04
        movwf   CONTA
MEN11 movfw   CONTA
        bsf     PCLATH,3
        call    GAN_2
        bcf     PCLATH,3
        call    LCD_DATO
        decfsz  CONTA,F

```

```

        goto  MEN11
        return

DB_10    bcf      PORTC,4
          bsf      PORTC,5
          bcf      PORTC,6
          bcf      PORTC,7
          call     GAN3
          goto     PREVIEW

GAN3 movlw 0X8B
          call     LCD_REG
          movlw 0X04
          movwf    CONTA
MEN12    movfw    CONTA
          bsf      PCLATH,3
          call     GAN_3
          bcf      PCLATH,3
          call     LCD_DATO
          decfsz   CONTA,F
          goto     MEN12
          return

DB_15    bsf      PORTC,4
          bsf      PORTC,5
          bcf      PORTC,6
          bcf      PORTC,7
          call     GAN4
          goto     PREVIEW

GAN4 movlw 0X8B
          call     LCD_REG
          movlw 0X04
          movwf    CONTA
MEN13    movfw    CONTA
          bsf      PCLATH,3
          call     GAN_4
          bcf      PCLATH,3
          call     LCD_DATO
          decfsz   CONTA,F
          goto     MEN13
          return

DB_20    bcf      PORTC,4
          bcf      PORTC,5
          bsf      PORTC,6
          bcf      PORTC,7

```

```

        call    GAN5
        goto    PREVIEW

GAN5 movlw 0X8B
        call    LCD_REG
        movlw 0X04
        movwf CONTA
MEN14  movfw CONTA
        bsf     PCLATH,3
        call    GAN_5
        bcf     PCLATH,3
        call    LCD_DATO
        decfsz CONTA,F
        goto    MEN14
        return

DB_25   bsf     PORTC,4
        bcf     PORTC,5
        bsf     PORTC,6
        bcf     PORTC,7
        call    GAN6
        goto    PREVIEW

GAN6 movlw 0X8B
        call    LCD_REG
        movlw 0X04
        movwf CONTA
MEN15  movfw CONTA
        bsf     PCLATH,3
        call    GAN_6
        bcf     PCLATH,3
        call    LCD_DATO
        decfsz CONTA,F
        goto    MEN15
        return

DB_30   bcf     PORTC,4
        bsf     PORTC,5
        bsf     PORTC,6
        bcf     PORTC,7
        call    GAN7
        goto    PREVIEW

GAN7 movlw 0X8B
        call    LCD_REG
        movlw 0X04
        movwf CONTA
MEN16  movfw CONTA

```

```

        bsf      PCLATH,3
        call     GAN_7
        bcf      PCLATH,3
        call     LCD_DATO
        decfsz   CONTA,F
        goto     MEN16
        return

DB_35   bsf      PORTC,4
        bsf      PORTC,5
        bsf      PORTC,6
        bcf      PORTC,7
        call     GAN8
        goto     PREVIEW

GAN8    movlw    0X8B
        call     LCD_REG
        movlw    0X04
        movwf    CONTA
MEN17   movfw    CONTA
        bsf      PCLATH,3
        call     GAN_8
        bcf      PCLATH,3
        call     LCD_DATO
        decfsz   CONTA,F
        goto     MEN17
        return

DB_40   bcf      PORTC,4
        bcf      PORTC,5
        bcf      PORTC,6
        bsf      PORTC,7
        call     GAN9
        goto     PREVIEW

GAN9    movlw    0X8B
        call     LCD_REG
        movlw    0X04
        movwf    CONTA
MEN18   movfw    CONTA
        bsf      PCLATH,3
        call     GAN_9
        bcf      PCLATH,3
        call     LCD_DATO
        decfsz   CONTA,F
        goto     MEN18
        return

```

DB_45	bsf	PORTC,4
	bcf	PORTC,5
	bcf	PORTC,6
	bsf	PORTC,7
	call	GAN10
	goto	PREVIEW
GAN10	movlw	0X8B
	call	LCD_REG
	movlw	0X04
	movwf	CONTA
MEN19	movfw	CONTA
	bsf	PCLATH,3
	call	GAN_10
	bcf	PCLATH,3
	call	LCD_DATO
	decfsz	CONTA,F
	goto	MEN19
	return	
DB_50	bcf	PORTC,4
	bsf	PORTC,5
	bcf	PORTC,6
	bsf	PORTC,7
	call	GAN11
	goto	PREVIEW
GAN11	movlw	0X8B
	call	LCD_REG
	movlw	0X04
	movwf	CONTA
MEN20	movfw	CONTA
	bsf	PCLATH,3
	call	GAN_11
	bcf	PCLATH,3
	call	LCD_DATO
	decfsz	CONTA,F
	goto	MEN20
	return	
DB_55	bsf	PORTC,4
	bsf	PORTC,5
	bcf	PORTC,6
	bsf	PORTC,7
	call	GAN12
	goto	PREVIEW
GAN12	movlw	0X8B

	call LCD_REG
	movlw 0X04
	movwf CONTA
MEN21	movfw CONTA
	bsf PCLATH,3
	call GAN_12
	bcf PCLATH,3
	call LCD_DATO
	decfsz CONTA,F
	goto MEN21
	return
DB_60	bcf PORTC,4
	bcf PORTC,5
	bsf PORTC,6
	bsf PORTC,7
	call GAN13
	goto PREVIEW
GAN13	movlw 0X8B
	call LCD_REG
	movlw 0X04
	movwf CONTA
MEN22	movfw CONTA
	bsf PCLATH,3
	call GAN_13
	bcf PCLATH,3
	call LCD_DATO
	decfsz CONTA,F
	goto MEN22
	return
DB_65	bsf PORTC,4
	bcf PORTC,5
	bsf PORTC,6
	bsf PORTC,7
	call GAN14
	goto PREVIEW
GAN14	movlw 0X8B
	call LCD_REG
	movlw 0X04
	movwf CONTA
MEN23	movfw CONTA
	bsf PCLATH,3
	call GAN_14
	bcf PCLATH,3
	call LCD_DATO

```

                                decfsz CONTA,F
                                goto  MEN23
                                return

DB_70      bcf      PORTC,4
            bsf      PORTC,5
            bsf      PORTC,6
            bsf      PORTC,7
            call     GAN15
            goto     PREVIEW

GAN15      movlw 0X8B
            call     LCD_REG
            movlw 0X04
            movwf CONTA
MEN24      movfw CONTA
            bsf      PCLATH,3
            call     GAN_15
            bcf      PCLATH,3
            call     LCD_DATO
            decfsz CONTA,F
            goto     MEN24
            return

DB_75      bsf      PORTC,4
            bsf      PORTC,5
            bsf      PORTC,6
            bsf      PORTC,7
            call     GAN16
            goto     PREVIEW

GAN16      movlw 0X8B
            call     LCD_REG
            movlw 0X04
            movwf CONTA
MEN25      movfw CONTA
            bsf      PCLATH,3
            call     GAN_16
            bcf      PCLATH,3
            call     LCD_DATO
            decfsz CONTA,F
            goto     MEN25
            return

FRECUENCIA1      MOVLW  B'00000100'
                  MOVWF  PORTA
                  MOVLW  B'00000001'

```



	MOVWF PORTD	
	CALL FREC1	
	GOTO PREVIEW	
FREC1	call LIMPIAR	
de segunda fila	movlw0XC0	;Primera posicion
	call LCD_REG	
	movlw0x0B	
	movwfCONTA	
MEN1	movfwCONTA	
	call F125HZ	
	call LCD_DATO	
	decfszCONTA,F	
	goto MEN1	
	return	
FRECUENCIA2	MOVLW B'00000100'	
	MOVWF PORTA	
	MOVLW B'00000010'	
	MOVWF PORTD	
	call FREC2	
	GOTO PREVIEW	
FREC2	call LIMPIAR	
de primera fila	movlw0XC0	;Primera posicion
	call LCD_REG	
	movlw0x0B	
	movwfCONTA	
MEN2	movfwCONTA	
	call F250HZ	
	call LCD_DATO	
	decfszCONTA,F	
	goto MEN2	
	return	
FRECUENCIA3	MOVLW B'00000100'	
	MOVWF PORTA	
	MOVLW B'00000100'	
	MOVWF PORTD	
	call FREC3	
	GOTO PREVIEW	
FREC3	call LIMPIAR	
de primera fila	movlw0XC0	;Primera posicion
	call LCD_REG	

	movlw0x0B movwfCONTA	
MEN3	movfwCONTA call F500HZ call LCD_DATO decfszCONTA,F goto MEN3 return	
FRECUENCIA4	MOVLW B'00001000' MOVWF PORTA MOVLW B'00001000' MOVWF PORTD call FREC4 GOTO PREVIEW	
FREC4	call LIMPIAR movlw0XC0	;Primera posicion
de primera fila	call LCD_REG movlw0x0C movwfCONTA	
MEN4	movfwCONTA call F1000HZ call LCD_DATO decfszCONTA,F goto MEN4 return	
FRECUENCIA5	MOVLW B'00001000' MOVWF PORTA MOVLW B'00010000' MOVWF PORTD call FREC5 GOTO PREVIEW	
FREC5	call LIMPIAR movlw0XC0	;Primera posicion
de primera fila	call LCD_REG movlw0x0C movwfCONTA	
MEN5	movfwCONTA call F2000HZ call LCD_DATO decfszCONTA,F goto MEN5 return	

FRECUENCIA6	MOVLW B'00001000' MOVWF PORTA MOVLW B'00100000' MOVWF PORTD call FREC6 GOTO PREVIEW	
FREC6	call LIMPIAR movlw0XC0	;Primera posicion
de primera fila	call LCD_REG movlw0x0C movwfCONTA	
MEN6	movfwCONTA call F4000HZ call LCD_DATO decfszCONTA,F goto MEN6 return	
FRECUENCIA7	MOVLW B'00001000' MOVWF PORTA MOVLW B'01000000' MOVWF PORTD call FREC7 GOTO PREVIEW	
FREC7	call LIMPIAR movlw0XC0	;Primera posicion
de primera fila	call LCD_REG movlw0x0C movwfCONTA	
MEN7	movfwCONTA call F8000HZ call LCD_DATO decfszCONTA,F goto MEN7 return	
FRECUENCIA8	MOVLW B'00001000' MOVWF PORTA MOVLW B'10000000' MOVWF PORTD CALL FREC8 GOTO PREVIEW	

FREC8	call LIMPIAR	
	movlw0XC0	;Primera posicion
de primera fila		
	call LCD_REG	
	movlw0x0D	
	movwfCONTA	
MEN8	movfwCONTA	
	call F12000HZ	
	call LCD_DATO	
	decfszCONTA,F	
	goto MEN8	
	return	
	movlw0Xc0	
	call LCD_REG	
	movlw0x0E	
	movwfCONTA	
MENSAJE2	movfwCONTA	
	call IZQUIERDO	
	call LCD_DATO	
	decfszCONTA,F	
	goto MENSAJE2	
	call D200MS	
	call D200MS	
	call D200MS	
	call D200MS	
	call D200MS	
	call D200MS	
	call D200MS	
	call D200MS	
	call BORRA_Y_HOME	
	movlw0X82	;Primera posicion
de primera fila		
	call LCD_REG	
	movlwb'00000110'	;Entry Mode Set,
Inc cursor		
	call LCD_REG	
	movlw0x0C	
	movwfCONTA	
MENSAJE3	movfwCONTA	
	call DERECHO	

```

                                call    LCD_DATO
                                decfszCONTA,F
                                goto    MENSAJE3
                                call    BORRA_Y_HOME
                                call    DISPLAY_ON_CUR_OFF
                                goto    NO_PRESIONADO

D200MS      movlw0XFF
            movwfCONTA1
DECRE1      movlw0XFF
            movwfCONTA
DECRE       decfszCONTA,f
            goto    DECRE
            decfszCONTA1,f
            GOTODECRE1
            RETURN

LIMPIAR      movlw0XC0
            call    LCD_REG
            movlw0x0F
            movwfCONTA
MEENSAJE4   movfwCONTA
            call    LIMPIEZA
            call    LCD_DATO
            decfszCONTA,F
            goto    MEENSAJE4
            return

LIMPIAR2     movlw0X80
            call    LCD_REG
            movlw0x0F
            movwfCONTA
MEENSAJE5   movfwCONTA
            call    LIMPIEZA
            call    LCD_DATO
            decfszCONTA,F
            goto    MEENSAJE5
            return

```

```

;* Subrutina de RETARDO=983.225 mseg
.*****
,

```

```

RETARDO     MOVLW    0X0F

```

```

MOVWF UNIDADES ;cargar un dato para indicar
numero de veces del retardo BSF STATUS,RP0
;Banco 1
BUCLE BCF INTCON,T0IF ;limpia bandera de sobreflujo
MOVLW 0x00 ;número de incrementos del
timer
MOVWF TMR0 ;inicializa la cuenta de
TMR0
BSF STATUS,RP0 ;Banco 1
MOVLW 0xC7 ;dato de configuración para el
timer0
MOVWF OPTION_REG ;modo temporizador,
preescalador 1/256 asignado a timer0
BCF STATUS,RP0 ;Banco 0
ciclo BTFSS INTCON,T0IF ;checa bandera de sobreflujo
(cuenta=256)
GOTO ciclo ;si no se ha activado, espera
bcf INTCON,T0IF
DECFSZ UNIDADES,F
GOTO BUCLE
RETURN ;retorna

org 0X805

POTENCIA addwf PCL,F
DT ":.AICNANAG"

GAN_1 addwf PCL,F
DT ".Bd00"

GAN_2 addwf PCL,F
DT ".Bd50"

GAN_3 addwf PCL,F
DT ".Bd01"

GAN_4 addwf PCL,F
DT ".Bd51"

GAN_5 addwf PCL,F
DT ".Bd02"

GAN_6 addwf PCL,F
DT ".Bd52"

GAN_7 addwf PCL,F
DT ".Bd03"

```

GAN_8	addwf PCL,F DT ".Bd53"
GAN_9	addwf PCL,F DT ".Bd04"
GAN_10	addwf PCL,F DT ".Bd54"
GAN_11	addwf PCL,F DT ".Bd05"
GAN_12	addwf PCL,F DT ".Bd55"
GAN_13	addwf PCL,F DT ".Bd06"
GAN_14	addwf PCL,F DT ".Bd56"
GAN_15	addwf PCL,F DT ".Bd07"
GAN_16	addwf PCL,F DT ".Bd57"

end